

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible el desarrollo de este trabajo de grado. En primer lugar, agradecemos a Dios por brindarnos la fortaleza y perseverancia necesarias para culminar esta etapa de nuestra formación profesional.

A nuestras familias, por su apoyo incondicional, comprensión y motivación constante durante todo este proceso académico.

A nuestra directora de tesis, por su orientación, dedicación y acompañamiento a lo largo de esta investigación, así como a la Pontificia Universidad Javeriana Cali y al Laboratorio de Análisis y Movimiento por brindarnos los recursos y espacios necesarios para el desarrollo del proyecto.

Finalmente, agradecemos a todas las personas y docentes que contribuyeron con sus conocimientos y apoyo durante este proceso, el cual representa un importante logro personal y profesional para nuestra formación como ingenierías biomédicas.



Pontificia Universidad
JAVERIANA
Cali

[VIGILADA MINEDUCACIÓN Res. 12220 de 2016]

Sistema multisuperficie para análisis biomecánico de la rodilla

Juliana Hurtado Betancur y Daniela Lasso Gómez

Directora: Viviana Marcela Posada Pérez

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero/a Biomédico/a

Facultad de Ingeniería y Ciencias
Programa de Ingeniería Biomédica
Cali, Colombia
2026

Contenido

Resumen ejecutivo.....	6
1. Fase de Análisis.....	7
1.1 Planteamiento del problema.....	7
1.2 Justificación.....	9
1.3 Objetivos.....	10
1.3 Marco teórico.....	11
1.4 Estado del arte.....	13
1.5 Requisitos del diseño.....	15
1.6 Restricciones del diseño.....	18
1.7 Contribución del proyecto a la formación en ingeniería.....	19
1.8 Metodología.....	20
2. Fase de Síntesis.....	22
2.3 Diseño conceptual.....	22
2.4 Generación de alternativas.....	22
2.5 Selección de la solución preliminar.....	25
2.6 Bocetos.....	26
2.3 Construcción de un prototipo inicial.....	28
3. Fase de Evaluación.....	29
3.1 Pruebas preliminares mediante Qualisys Track Manager.....	29
3.1.1 Implementación de sensores Trigno.....	31
3.2 Prototipo final testeado.....	36
3.3 Plan de pruebas o validación.....	91
3.4 Plan de análisis de resultados.....	98
3.5 Indicadores de éxito.....	99
3.6 Descripción de los siguientes pasos de avance en la tecnología.....	101
Referencias bibliográficas.....	102
4. Anexos.....	106

Sistema multisuperficie para análisis biomecánico de la rodilla

Programa: Ingeniería Biomédica

Autores: Juliana Andrea Hurtado y Daniela Lasso Gómez

Director(a): Viviana Marcela Posada Pérez

Resumen ejecutivo

La rehabilitación funcional de la rodilla continúa siendo un campo que plantea múltiples desafíos, tanto desde el punto de vista clínico como tecnológico. A pesar del desarrollo de nuevas técnicas terapéuticas y del uso creciente de herramientas biomecánicas, aún persisten vacíos importantes en la forma en que se evalúa el progreso de un paciente tras una lesión articular. Las metodologías empleadas actualmente tienden a centrarse en entornos controlados, donde las condiciones son estables y repetibles, pero poco representativas de las exigencias reales a las que se enfrenta el cuerpo durante actividades diarias o deportivas. Esta desconexión entre el contexto clínico y la vida cotidiana limita la eficacia de los tratamientos, ya que no permite anticipar cómo responderá la articulación ante situaciones que implican superficies irregulares, cambios de dirección, impacto o desequilibrios imprevistos. En este escenario, la necesidad de contar con evaluaciones funcionales más precisas, objetivas y contextualizadas se vuelve evidente.

Frente a esta problemática, el proyecto plantea el diseño e implementación de un sistema de evaluación biomecánica capaz de hacer caracterización cinemática y neuromuscular y la estabilidad articular en rodillas lesionadas, utilizando sensores integrados y superficies intercambiables que simulan condiciones reales como césped, pavimento o arena. La implementación del sistema será mediante una estructura metálica de lámina galvanizada, la cual servirá como base estructural para su integración y funcionamiento. A través de esta propuesta, se busca generar una solución técnica que permita obtener datos objetivos y también interpretarlos de forma clínica según el comportamiento funcional de cada paciente.

Abstract

Functional knee rehabilitation remains a field that presents numerous challenges, both from a clinical and technological standpoint. Despite the development of new therapeutic techniques and the growing use of biomechanical tools, significant gaps still exist in how a patient's progress is assessed following a joint injury. Current methodologies tend to focus on controlled environments, where conditions are stable and repeatable but not very representative of the real demands the body faces during daily activities or sports. This disconnect between the clinical context and daily life limits the effectiveness of treatments, as it does not allow us to anticipate how the joint will respond to situations involving uneven surfaces, changes in direction, impact, or

unexpected imbalances. In this scenario, the need for more precise, objective, and context-specific functional assessments becomes evident.

In response to this challenge, the project proposes the design and implementation of a biomechanical assessment system capable of performing kinematic and neuromuscular characterization as well as evaluating joint stability in injured knees, using integrated sensors and interchangeable surfaces that simulate real-world conditions such as grass, pavement, or sand. The system will be implemented using a galvanized sheet metal structure, which will serve as the structural foundation for its integration and operation. This proposal aims to develop a technical solution that allows for the collection of objective data and its clinical interpretation based on each patient's functional performance.

1. Fase de Análisis

1.1 Planteamiento del problema

La rehabilitación de lesiones en la articulación de la rodilla constituye un reto clínico de alta complejidad, que demanda herramientas de evaluación funcional precisas, objetivas y adaptables a las necesidades particulares de cada paciente. En los últimos años, los protocolos terapéuticos han evolucionado hacia enfoques progresivos basados en criterios, en los cuales el avance entre fases no responde a un cronograma fijo, sino al progreso individual del paciente [1].

Dentro de este contexto, la evaluación biomecánica objetiva se posiciona como un pilar fundamental para garantizar la eficacia de los tratamientos y minimizar el riesgo de recaídas. Sin embargo, las metodologías de evaluación actualmente utilizadas en entornos clínicos presentan una limitación crítica: tienden a ignorar la influencia que ejercen las condiciones del entorno sobre el comportamiento articular tras la rehabilitación. Superficies comunes en la vida cotidiana como pavimento, césped o arena pueden modificar sustancialmente la caracterización cinemática y neuromuscular y la estabilidad de la rodilla, generando escenarios de inestabilidad que, al no ser identificados oportunamente, comprometen la funcionalidad a largo plazo del paciente. Esta omisión impide detectar deficiencias que solo se evidencian en contextos reales, pero que son determinantes para diseñar intervenciones terapéuticas verdaderamente personalizadas [2].

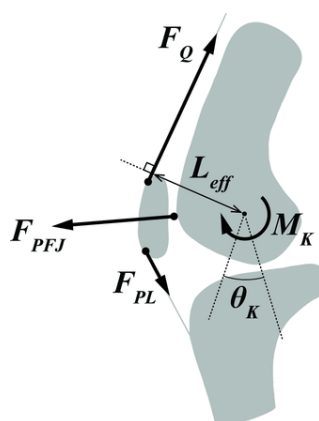


Figura 1. Diagrama de cuerpo libre de la rodilla durante la marcha. Fuente: adaptado de Shelbourne y Nitz [2].

Pese a los avances en instrumentación y análisis biomecánico, persiste una desconexión significativa entre la evaluación clínica, realizada en condiciones altamente controladas, y el comportamiento funcional del paciente en entornos cotidianos. Esta brecha metodológica puede derivar en procesos de rehabilitación incompletos y en un aumento del riesgo de recaídas, como lo han señalado diversos estudios que subrayan la importancia del monitoreo progresivo y la toma de decisiones fundamentada en datos cuantitativos y objetivos [1], [3].

En este escenario, las plataformas de fuerza han sido incorporadas al ámbito de la rehabilitación ortopédica bajo dos enfoques principales: diagnóstico/predictivo e intervención terapéutica. En el ámbito diagnóstico, se resalta un estudio aplicado a la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA), el cual logró predecir con alta precisión la asimetría del momento extensor de la rodilla ($R^2 = 0,887$; $p < 0,001$). Dichos valores reflejan que el modelo estadístico logró explicar el 88,7% de la variabilidad observada en la asimetría, con un nivel de significancia inferior al 0.1, lo cual evidencia una alta confiabilidad estadística y una fuerte correlación entre las variables analizadas. No obstante, el estudio presenta limitaciones relevantes, entre las que se destacan la complejidad de los datos generados y la restricción del análisis a movimientos funcionales específicos. Por otro lado, en el contexto terapéutico, se ha documentado que el entrenamiento con plataformas de fuerza en pacientes con artroplastia total de rodilla favorece mejoras en el equilibrio, la función y la deambulaci3n [3].

Desde una perspectiva t3cnica, tambi3n se han identificado falencias en la precisi3n de las mediciones, en la confiabilidad de los datos generados, y en la escasa descripci3n de las caracter3sticas de los dispositivos utilizados. Por ejemplo, algunos estudios se limitan a mencionar el uso de una “plataforma dinamom3trica” sin especificaciones t3cnicas adicionales, mientras que otros hacen referencia a configuraciones con dos plataformas alineadas longitudinalmente, pero sin detallar sus par3metros de funcionamiento. Estas omisiones metodol3gicas reducen la posibilidad de replicabilidad y restringen su aplicabilidad cl3nica a gran escala [3].

Las propuestas de mejora recogidas en la literatura responden de forma diferenciada a las limitaciones identificadas. En el caso de las aplicaciones diagn3sticas, se sugiere desarrollar herramientas de interpretaci3n m3s accesibles e intuitivas, as3 como ampliar el rango de an3lisis a movimientos funcionales m3s representativos del entorno real. En el uso terap3utico, se recomienda avanzar en la estandarizaci3n de los ejercicios realizados con plataformas de fuerza e implementar gu3as estructuradas que faciliten su incorporaci3n dentro de los protocolos existentes [3].

Frente a este panorama, surge la necesidad de desarrollar un sistema de evaluaci3n biomec3nica que permita analizar el comportamiento funcional de la rodilla bajo condiciones m3s cercanas a las que enfrenta el usuario en su entorno cotidiano. Para ello, se plantea una plataforma con superficies intercambiables y sistema de sensado biomec3nico capaz de registrar informaci3n relacionada con variables asociadas al desempe1o funcional de la articulaci3n durante la

interacción con diferentes tipos de superficie. La implementación de una herramienta con estas características busca aportar información objetiva y cuantificable que complemente los métodos convencionales de valoración, permitiendo una caracterización más integral del comportamiento biomecánico de la rodilla en diferentes condiciones de evaluación.

De esta manera, este tipo de análisis puede contribuir a identificar alteraciones funcionales que no suelen evidenciarse en entornos clínicos controlados, donde las condiciones de evaluación difieren de las situaciones reales a las que se enfrenta el usuario durante sus actividades diarias. En consecuencia, la incorporación de superficies variables dentro del proceso de análisis permitiría reducir la brecha existente entre las pruebas convencionales y el comportamiento funcional observado en contextos cotidianos, favoreciendo enormemente la obtención de información más representativa sobre la respuesta de la articulación.

1.2 Justificación

Desde el punto de vista biomecánico, la rodilla desempeña un papel muy importante durante la marcha humana, porque no solo actúa como una articulación de soporte, sino también como un mecanismo de amortiguación de la carga y estabilización durante la fase de apoyo. Funciones las cuales están directamente relacionadas con variables como la flexión en respuesta de carga, la transmisión de fuerzas y el control del equilibrio, las cuales son las que permiten que el cuerpo se adapte a las condiciones del entorno.

En ese contexto, la interacción entre el pie y la superficie de contacto es determinante, ya que las propiedades mecánicas del terreno, como la rigidez y la deformabilidad, se van a encargar de modificar la respuesta biomecánica del miembro inferior. En superficies rígidas como el pavimento, al presentar una baja capacidad de deformación durante la marcha, las fuerzas de reacción del suelo se transmiten de manera más directa hacia la extremidad inferior. Por lo cual, la rodilla contribuye de manera más evidente a la absorción del impacto mediante su flexión en la fase inicial del apoyo, además de mantener la estabilidad del cuerpo durante el ciclo de la marcha. Por su parte, el césped presenta una capacidad de amortiguación intermedia que puede variar la distribución de las cargas durante la fase de apoyo, lo cual se traduce como una disminución relativa del impacto transmitido a la extremidad inferior y en ajustes de la cinemática de la rodilla, en función de la densidad, humedad y uniformidad del terreno. Por otro lado, la arena constituye una superficie altamente deformable e inestable, lo que obliga al sistema neuromuscular a realizar ajustes de manera continua para conservar la estabilidad durante la marcha. Bajo estas condiciones, la rodilla no solo participa en la absorción de carga, sino también en el control del equilibrio y en la adaptación del patrón de apoyo frente a las variaciones del terreno. Lo anterior pone en evidencia que la superficie de apoyo trasciende su papel pasivo, influyendo de una manera muy significativa en la mecánica articular a lo largo del ciclo de la marcha.

A partir de lo anterior, se concluye que las variaciones en las condiciones de apoyo impactan directamente en la carga y la estabilidad de la rodilla, lo cual resulta altamente relevante en

contextos clínicos. Las lesiones de rodilla constituyen una de las afecciones musculoesqueléticas más frecuentes en la población, particularmente en individuos físicamente activos y deportistas, como consecuencia de la alta demanda funcional a la que se encuentra sometida la articulación. Se estima que aproximadamente el 15% de todas las lesiones deportivas se asocian con afectaciones en la rodilla, lo que la establece como una de las estructuras con mayor vulnerabilidad dentro del ámbito físico-deportivo. Esta alta incidencia se asocia a factores como la técnica inadecuada, sobrecarga mecánica y la intensificación progresiva del entrenamiento, los cuales elevan la probabilidad de esguinces, torceduras y lesiones ligamentosas [4].

Por otro lado, en la población adulta general, las patologías de rodilla también presentan una alta prevalencia, siendo una de las principales causas de consulta en atención primaria y servicios de traumatología. Una parte considerable de individuos manifiesta dolor o sensación de inestabilidad en algún momento de su vida, condiciones que están altamente relacionadas con antecedentes de lesión, sobrecarga mecánica, obesidad y procesos degenerativos articulares. Factores que consolidan a la rodilla como un punto crítico dentro del análisis clínico y funcional del sistema musculoesquelético [5].

A pesar de la alta incidencia de las afecciones de la rodilla y de la influencia de las superficies sobre la mecánica articular, los métodos actuales de evaluación biomecánica se desarrollan, en su mayoría, en entornos controlados de laboratorios. Aunque estos cuentan con plataformas de fuerza, sistemas de análisis de marcha y sensores integrados, como unidades de medición inercial (IMU) y electromiografía (EMG), que permiten la adquisición de información biomecánica complementaria, presentan limitaciones al evaluar superficies heterogéneas. Esto restringe la capacidad de reflejar las condiciones reales a las que se enfrenta la rodilla durante las actividades cotidianas. Las diferencias en rigidez y deformabilidad del pavimento, el césped y la arena modifican la interacción pie-suelo, alterando las fuerzas de reacción, la distribución de presiones y la estabilidad durante la marcha. Estas variaciones condicionan la función mecánica de la rodilla, por lo que resulta pertinente analizarla mediante un sistema multisuperficie basado en una plataforma que integre superficies de apoyo intercambiables y sensores ubicados estratégicamente, para medir EMG e IMU, con el fin de garantizar obtención de datos biomecánicos de la rodilla bajo diversas condiciones funcionales y generar información objetiva que permita identificar posibles falencias asociadas al desempeño en diferentes superficies. Asimismo, los resultados obtenidos podrían, en etapas posteriores, aportar a procesos de rehabilitación y a la evaluación funcional de prótesis.

1.3 Objetivos

Objetivo general

Desarrollar un sistema de evaluación biomecánica que integre superficies intercambiables y sensores adecuados para análisis biomecánico, con el propósito de cuantificar la distribución de cargas y la estabilidad articular en rodillas lesionadas bajo diversas condiciones funcionales.

Objetivos específicos

1. Realizar una revisión de la literatura científica y clínica para identificar y analizar los parámetros biomecánicos críticos en la evaluación funcional de la rodilla, estableciendo una base teórica que guíe el diseño del sistema.
2. Diseñar una arquitectura modular de superficies intercambiables, diseñadas para replicar diferentes entornos funcionales (como pavimento, césped, arena), permitiendo la evaluación de la rodilla en condiciones que simulan actividades de la vida diaria y deportivas.
3. Integrar un sistema de sensores capaces de capturar datos cinemáticos y cinéticos en tiempo real, proporcionando información sobre la dinámica articular y la distribución de cargas durante movimientos específicos.
4. Validar funcionalmente el sistema desarrollado mediante pruebas de adquisición y análisis de datos en un entorno controlado, verificando su comportamiento en diferentes superficies, con el propósito de verificar su desempeño como prototipo para la medición de variables biomecánicas.

1.3 Marco teórico

La rehabilitación de lesiones de rodilla adquiere una relevancia crítica en medicina deportiva y fisioterapia, dada su función dual como articulación de carga y movilidad. Anatómicamente, la rodilla actúa como un complejo sistema biomecánico compuesto por tres articulaciones sinoviales: tibiofemoral, femorrotuliana y tibiofibular proximal, integradas dentro de una cápsula articular laxa [6]. Esta estructura le confiere la capacidad de soportar cargas equivalentes a 4 veces el peso corporal durante actividades como subir escaleras, además posibilita movimientos de flexión-extensión gracias a la acción estabilizadora de ligamentos como el ligamento como el cruzado anterior (LCA) y el ligamento colateral medial (LCM).

Sin embargo, su ubicación estratégica entre el fémur y la tibia —los huesos más largos del cuerpo— la expone a fuerzas de cizallamiento y torsión, particularmente en deportes de contacto. Estas lesiones son comunes en deportes y actividades de alto impacto. Las lesiones en su mayoría (70%) no son de contacto, son debido a que el fémur gira en la pierna de apoyo con la rodilla cerca de la extensión completa, durante el quiebre, aterrizaje o parada. El ligamento cruzado posterior (LCP) se lesiona por impactos fuertes, como accidentes de tráfico. Los golpes laterales en la rodilla, dañan el LCM. Las lesiones de menisco, especialmente el medial, ocurren porque el menisco medial está firmemente unido a la tibia y, por lo tanto, menos móvil, que el menisco lateral. Un menisco desgarrado es un problema debido a que el cartílago no adherido se desliza a menudo de su posición normal e interfiere con la mecánica normal de las articulaciones. El síndrome de fricción de la banda iliotibial involucra un desplazamiento incorrecto de la rótula, entre sus posibles causas están las anomalías articulares locales, la biomecánica alterada de las extremidades inferiores y errores en el entrenamiento. Por último está el dolor en las espinillas, es una lesión de uso excesivo que puede implicar un micro daño a las uniones musculares en la tibia o

inflamación del periostio. Cada lesión tiene causas específicas, pero muchas pueden prevenirse con entrenamiento adecuado y atención a las señales del cuerpo.

Zhang y colaboradores mencionan que [7] las lesiones de rodilla impactan la capacidad de la vida cotidiana de los pacientes y su salud mental; estas influencias cuentan con el peso corporal de soporte, la asistencia al balanceo de las extremidades inferiores y la absorción del impacto. Se estudia a profundidad las diferencias entre la articulación sana y la articulación con lesiones permite el desarrollo de dispositivos que estén en pro de una recuperación rápida y segura. Para el estudio se examinaron 138 artículos, en donde se discutió y analizó el movimiento real de la articulación de rodilla sana y una articulación lesionada en cuatro tipos de movimientos diarios en los planos sagital y coronal, además se revisó y comparo parámetros biomecánicos, como el ángulo, el momento, la potencia y la rigidez. A continuación se presenta una visión del conocimiento actual sobre los efectos biomecánicos del movimiento en los trastornos musculoesqueléticos y neurológicos comunes de la rodilla. Finalmente, discutieron los problemas existentes en los estudios actuales. [7]

Caminar, correr, subir escaleras y sentarse son movimientos que las personas realizan cotidianamente, el factor común en estos movimientos es su función principal, soportar el peso corporal gracias a la rodilla, además de absorber el impacto de los golpes del talón y ayudar al balanceo de las extremidades inferiores. Se discutió principalmente el ROM, que es el momento máximo, potencia máxima y la rigidez de la articulación de la rodilla, factores que son claves para el diseño de un dispositivo de asistencia de rodilla y optimización de los ejercicios de rehabilitación. [7]

Debido a la forma no uniforme de la superficie articular de la rodilla y la complicada estructura del fémur y la tibia el movimiento de la rodilla no debe considerarse como una bisagra perfecta, debido a que la rodilla se mueve de manera policéntrica, lo que quiere decir que el centro de rotación cambia durante la rotación. El fémur y la tibia se llegan a aproximar a una estructura bielíptica, es decir que la tibia rueda sobre el fémur, lo que resulta una traslación anteroposterior (AP) durante el movimiento de flexión y extensión. Cuando el ángulo de rotación es inferior a 20 grados, hay una pequeñas traslaciones AP, por lo que el movimiento real de la rodilla puede aproximarse como un rodamiento puro alrededor del centro fijo, cuando el ángulo de rotación es superior a los 20 grados, la traslación AP comienza a aumentar, lo que hace que el movimiento de la rodilla pueda aproximarse a una transición gradual desde el rodamiento puro. [7]

La rodilla cuenta con una rotación interna-externa en el plano transversal, debido a la mayor superficie de contacto de la articulación tibiofemoral medial, la longitud del cóndilo femoral medial es mayor que la lateral y debido a las limitaciones de los ligamentos cruzados-colaterales y del cuádriceps femoral en el movimiento de la rodilla, la articulación de la rodilla se autobloquea como una rueda excéntrica para mantener la estabilidad de la articulación durante el movimiento de extensión de la rodilla. [7] Por otro lado, en el plano corporal, la aducción de la rodilla y las cargas de los compartimentos medial y lateral de la rodilla son parámetros importantes en la biomecánica.

Comprendiendo la anatomía de la rodilla, las lesiones que se presentan y los planos en los que se desea estudiar, el artículo Bernd J. Stetter brinda una idea sobre el desarrollo una red neuronal artificial (ANN) que estima las fuerzas articulares (KJF) durante movimientos deportivos, utilizando datos recogidos por sensores portátiles. Este enfoque se complementa con una estrategia ampliamente empleada en biomecánica para cuantificar la carga sobre las estructuras internas, la cual se basa en aplicar modelos biomecánicos para determinar la dinámica inversa. Este método integra la captura 3D del movimiento con la información obtenida de una plataforma de fuerza, permitiendo estudiar el equilibrio humano, la postura y otros comportamientos neurofisiológicos. Es fundamental que la medición sea altamente confiable y que se disponga de un proceso computacional robusto que transforme las variables físicas registradas en información procesada, facilitando así la interpretación clínica. Utilizando modelos biomecánicos es posible determinar dos tipos de fuerzas en la rodilla. Por un lado, se tienen las fuerzas articulares netas —también conocidas como fuerzas intersegmentarias o de reacción—, las cuales se calculan usando el método tradicional de dinámica inversa de Newton-Euler. Por otro lado, se encuentran las fuerzas de contacto articular, que resultan de la suma de las fuerzas articulares netas y las fuerzas de compresión. Estas últimas, principalmente generadas por la acción muscular, se pueden obtener mediante técnicas de modelado musculoesquelético. Hay tecnologías emergentes como los sensores inerciales (IMU) han demostrado ser herramientas prometedoras, pues permiten medir en tiempo real la aceleración, velocidad angular y orientación espacial durante actividades como saltos o cambios de dirección, lo que los hace ideales para analizar patrones de marcha y estabilidad en superficies irregulares. Aunque varios estudios han optado por explorar técnicas modernas de aprendizaje automático para simplificar tanto el modelado como la adquisición de datos. [8]

1.4 Estado del arte

Las lesiones de rodilla representan una de las principales causas de limitación funcional en la población general y en deportistas, razón por la cual se han desarrollado herramientas que permiten evaluar de manera objetiva la función articular y sirven como apoyo en procesos de rehabilitación. En ese contexto se han explorado distintas tecnologías.

El presente estado del arte tiene como propósito revisar los estudios más relevantes en torno al uso de plataformas de fuerza y tecnologías portátiles para la evaluación biomecánica de la rodilla, identificando los aportes y vacíos existentes.

Plataformas de fuerza como herramienta de análisis.

En [9] se evaluó la simetría cinética de la rodilla en atletas utilizando dos placas de fuerza y análisis cinemático tridimensional. El estudio mostró que la simetría en la fuerza de reacción vertical del suelo constituye un predictor significativo de la simetría en los momentos y potencia de la rodilla durante tareas de aterrizaje ($r = .81$; $P < .001$) y potencia ($r = .88$; $P < .001$). Los resultados respaldan el uso de plataformas de fuerza como herramientas para la evaluación

biomecánica de la rodilla; sin embargo, los autores señalan que su aplicación clínica aún es limitada, resaltando que el desarrollo de alternativas más accesibles .

Tecnologías vibratorias en la rehabilitación del LCA.

La reconstrucción del ligamento cruzado anterior es de las cirugías más comunes a nivel mundial, la correcta rehabilitación es de vital importancia para evitar recaídas en el futuro. En el presente estudio [10] se propone un entrenamiento en plataformas de vibración de cuerpo entero (WBV) como alternativa o complemento a protocolos de rehabilitación convencionales. El WBV utiliza vibraciones mecánicas que se transmiten al cuerpo a través de una plataforma vibratoria, de esta manera se estimula los músculos y el sistema neuromuscular. Como resultados se obtuvo una mejora en la fuerza muscular del grupo WBV en comparación con el grupo que contaba con rehabilitación tradicional, además se evidenció incrementos significativos en el equilibrio y en los puntajes de la escala de Lysholm de funcionalidad de la rodilla del grupo estudiado .

Sensores portátiles e inteligencia artificial para la estimación de fuerzas articulares

En [8], los autores implementaron un sistema de estimación de fuerzas de la rodilla utilizando sensores inerciales portátiles (IMUs) en combinación con redes neuronales artificiales. La investigación comprendió distintos movimientos deportivos, que incluyeron carreras moderadas, saltos y cambios de dirección, encontrándose una correlación significativa entre las fuerzas estimadas y las obtenidas mediante dinámica inversa, particularmente en el componente vertical (r hasta 0.94). Sin embargo, la precisión fue menor en fuerzas medio-laterales y en tareas más complejas, como los saltos bilaterales. Este enfoque evidencia que las tecnologías portátiles son viables para la evaluación de cargas articulares en entornos fuera del laboratorio; sin embargo, aún existen limitaciones que restringen su aplicación clínica.

Sistemas multimodales de monitoreo articular.

En [11] se desarrolló un sistema portátil multimodal para el monitoreo de la salud de la rodilla. Se empleó la integración de cuatro tipos de sensores: acústicos, de impedancia eléctrica, inerciales (IMU) y de temperatura. Con la integración de estas modalidades se buscó registrar información mecánica, fisiológica y funcional de la articulación, lo que permite detectar ruidos articulares, cambios asociados a la hinchazón, patrones de movimiento y variaciones térmicas. El dispositivo demostró la capacidad de realizar registros continuos hasta por 4,7 horas, lo que favorece el seguimiento fuera de los laboratorios de análisis de movimiento y acerca la evaluación al entorno cotidiano del paciente. La integración de datos multimodales mostró ser técnicamente viable y ofreció un panorama más completo de la rodilla en comparación con el uso de sensores individuales. Sin embargo, los autores destacan limitaciones importantes: el sistema se encontraba en fase de prototipo, no fue probado en una muestra clínica amplia y requiere optimización en términos de miniaturización y comodidad para el usuario. Este estudio tiene relevancia debido a que refleja la tendencia actual hacia soluciones portátiles y accesibles para el monitoreo articular.

Por su parte, en [12] se presentó un trabajo piloto que evaluó la viabilidad de un sistema de monitoreo remoto de pacientes utilizando sensores portátiles ubicados en el tobillo, permitiendo la medición de la carga de impacto, su asimetría y el rango de movimiento de la rodilla en pacientes post-artroplastia. El estudio constó de 14 pacientes sometidos a una operación de artroplastia debido a una osteoartritis. Estos fueron monitoreados semanalmente de forma remota desde la segunda hasta la sexta semana posterior a la operación. Los resultados mostraron mejoras significativas en las mediciones de movilidad. El estímulo óseo aumentó un 52% ($p=0.002$) y la carga de impacto acumulada mejoró en un 371% ($p=0.035$). La asimetría de la carga de impacto tendió a normalizarse, aunque el cambio no fue significativo ($p=0.372$). El ángulo máximo de flexión de la rodilla alcanzó un promedio de 99.25 en la semana 6, pero no se encontró una diferencia significativa con respecto a las mediciones preoperatorias ($p=0.1563$).

1.5 Requisitos del diseño

Para el presente proyecto de grado, se tiene el cumplimiento la Resolución 8430 de 1993, está establece las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud en Colombia. Es fundamental destacar que esta normativa clasifica los riesgos de los estudios, considerando que las investigaciones en rehabilitación suelen ser de riesgo mínimo al no incluir procedimientos invasivos. Asimismo, se debe contar con el consentimiento informado, donde se deben explicar claramente los objetivos, procedimientos, beneficios y riesgos del estudio. Finalmente, enfatiza la necesidad de la aprobación ética de todo protocolo clínico por parte de un comité de ética antes de su ejecución. [13]

Adicionalmente se tiene la ley 1581 de 2012, está tiene por objeto desarrollar el derecho constitucional que tienen todas las personas a conocer, actualizar y rectificar las informaciones que se hayan recogido sobre ellas en bases de datos o archivos, y los demás derechos, libertades y garantías constitucionales, mencionado en el artículo 1. Finalmente, esta ley es de vital importancia para la continuación del proyecto de grado debido a la participación del paciente lesionado. [14]

A continuación se definen todos los stakeholders a tener en cuenta para el presente proyecto de grado, los stakeholders que se encuentran en amarillo (paciente con lesiones, fisioterapeutas y familiares/cuidadores) son los grupos de interés centrales, debido a que están en contacto directo con el sistema de medición biomecánica y el proceso de adquisición de datos en diferentes superficies de evaluación. Asimismo, se concentran los riesgos éticos y de seguridad, determinando si el proyecto de grado es viable para uso en el entorno de rehabilitación para lesiones de rodilla.

GRUPOS DE INTERÉS	VOC			LEYES, NORMAS Y ESTÁNDARES
	(REQUISITOS DE INTERÉS)	GRUPOS	RESTRICCIONES	ESPECIFICACIONES
				Legislación y Requisitos Aplicables
				Importancia o efecto

Directora de proyecto de grado	Es quién realiza una supervisión científica, aprueba la metodología y brinda un seguimiento a lo largo del proyecto.	Requiere cumplimiento ético y metodológico y debe de haber disponibilidad en el calendario académico por ambas partes.	Realiza una revisión y aprobación de protocolo, hace reuniones e informes semanales o quincenales, valida la metodología y evidencia el cumplimiento de los requisitos solicitados por la universidad.	Resolución 8430/1993 Declaración de Helsinki.	Alta: Realiza decisiones críticas para la aprobación del proyecto, asignación de recursos y continuidad.
Pacientes con lesiones	Son beneficiarios directos quienes buscan una recuperación efectiva, reducción de recaídas y una evaluación en condiciones reales de la vida cotidiana .	Se evidencia limitaciones en métodos actuales para la simulación de entornos reales, para las pruebas se debe de tener confidencialidad de datos médicos y una mínima molestia durante las pruebas.	Se realiza un protocolo de selección y exclusión , monitoreo de signos y registro de eventos adversos y seguimiento pos prueba.	Resolución 8430/1993 Ley 1581 de 2012	Alta: Su participación determina la validez clínica de los resultados y la aceptación del prototipo.
Fisioterapeutas	Son los usuarios finales quienes requieren herramientas para la personalización de terapias basadas en los datos recolectados.	Cuentan con poca disponibilidad para pruebas, deben de tener una capacitación previa y cuentan con requisitos de seguridad en el entorno clínico.	Deben de tener una interfaz de usuario intuitiva, manual de uso y entrenamiento.	Ley 911 de 2004. Resolución 3100 de 2019	Alta: Definen la utilidad clínica del dispositivo y pueden facilitar su adopción.
Ingenieros biomédicos	Aquellos desarrolladores enfocados en innovación tecnológica y validación clínica, hacen una ejecución técnica del prototipo y recogen los datos para el análisis de datos.	Presentan limitaciones de tiempo y de experiencia , tienen carga académica y hay una necesidad de recursos materiales y tiempos de entrega.	Deben de tener documentación completa , hacer protocolos de calibración, plan de gestión de datos y consentimientos informados.	Políticas PUJ sobre propiedad intelectual.	Alta: Responsables directos de la obtención, calidad y reproducibilidad de datos.

Universidad Pontificia Javeriana Cali	Brindan disponibilidad de laboratorios y recursos necesarios para llevar a cabo el proyecto y brinda el aval para el proyecto de grado.	Políticas internas sobre uso de equipos y laboratorios cuentan con un límite de presupuesto.	Uso de laboratorios, inventario de equipo, medidas de bioseguridad y protocolos internos de investigación.	Reglamentos de investigación PUJ.	Alta: Provee infraestructura, aval y condiciona el acceso a pacientes y recursos.
Proveedores de componentes	Deben de cumplir con las especificaciones técnicas solicitadas y deben de tener certificados de calibración si es necesario.	Los tiempos de entrega, stock y disponibilidad.	Los materiales a utilizar deben venir con especificaciones técnicas, certificaciones del fabricante, hojas de datos y registro de calibraciones.	N/A	Media: Impacta en la precisión de los datos obtenidos en el estudio.
Familia/cuidadores	Se debe de trabajar de manera transparente y proteger la integridad del paciente.	Acceso limitado a sesiones de prueba y disponibilidad y se debe de presentar el consentimiento en casos especiales.	Información clara antes y después de la prueba, contacto de emergencia y consentimiento informado cuando corresponda.	Ley 1751 de 2015 Ley 1581 de 2012	Baja- media: Apoyo importante para la participación del paciente y están presentes en la logística de seguimiento.

Tabla 1- Metodología DMAIC: Elaboración propia

El diagrama de cebolla permite organizar los stakeholders desde el núcleo hacia el extremo:

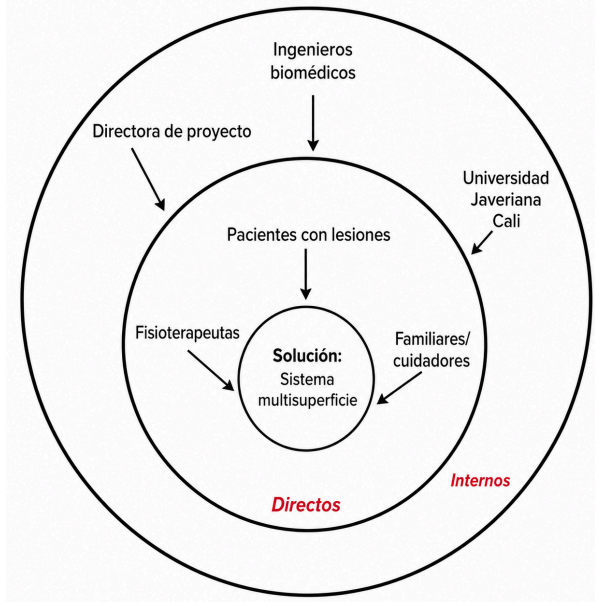


Figura 2- Diagrama de cebolla: Elaboración propia

1.6 Restriciones del diseño

1.6.1 Presupuesto

El presupuesto del presente proyecto de grado para el desarrollo un sistema biomecánico de evaluación de rodilla con superficies intercambiables se ha elaborado teniendo en cuenta los recursos de la Pontificia Universidad Javeriana Cali, dando un total de COP.\$845.127

<i>Función</i>	<i>Mejor alternativa</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Costo</i>	<i>Proveedor</i>
Superficies intercambiables	Grana sintetica	2.40 m* 60cm	\$75.127	Distribuidora Caliplasticos
	Pavimento	1 caja	\$30.000	Homecenter
	Arena	3 bultos	\$30.000	Homecenter
Bases para multisuperficies	Espuma rígida para césped + pegante	1	\$60.000	Centro de Cali
	Base de lámina galvanizada	1	\$550.000	Fernando Bonis
Soporte para	Soporte de	4	\$100.000	Carpintero

césped	madera para césped			
Sensores	Sensores trigno	4	Pertenecen a la universidad	Pontificia Universidad Javeriana Cali
Procesamiento	Página web interactiva para carga, lectura y procesamiento de archivos Excel generados por sensores Trigno	1	o	Pontificia Universidad Javeriana Cali
Visualización	Módulo web interactivo para visualización de gráficas e interpretación de variables biomecánicas obtenidas desde archivos Excel.	1	o	Pontificia Universidad Javeriana Cali

Tabla 2- Presupuesto estimado: Elaboración propia

1.7 Contribución del proyecto a la formación en ingeniería

El desarrollo de este proyecto constituye un aporte muy significativo a nuestra formación como futuras ingenieras biomédicas, al permitir la aplicación de conocimientos técnicos y teóricos adquiridos durante la carrera en un contexto real de diseño e innovación tecnológica. A través del diseño de un dispositivo orientado al análisis del apoyo de la rodilla lesionada en distintas superficies favorece la integración de principios de electrónica, biomecánica e instrumentación, fortaleciendo así la comprensión práctica de estos conceptos en un entorno aplicado. De esa misma manera, el trabajo promueve el desarrollo de competencias para el trabajo en equipo, dado a que se requiere coordinación, comunicación efectiva y una toma conjunta de decisiones en las distintas etapas del diseño y validación. Contribuyendo al fortalecimiento de habilidades de liderazgo, organización y la resolución de problemas. El desarrollo de este proyecto también nos enfrenta a restricciones y condiciones reales, como la disponibilidad de recursos, el presupuesto

limitado y la necesidad de seleccionar componentes adecuados y precisos, lo cual estimula la capacidad de análisis, priorización y adaptación ante escenarios complejos. Finalmente, este se desarrolla con un enfoque el cual está centrado en el usuario, está orientado para satisfacer las necesidades tanto de los pacientes en proceso de rehabilitación como de los profesionales del área de la salud. Fomentando el diseño de soluciones tecnológicas funcionales y usables.

1.8 Metodología

La metodología propuesta busca asegurar que el resultado final sea funcional, útil y coherente con los objetivos planteados en la investigación. La investigación se desarrolla mediante un enfoque experimental, apoyado en principios de diseño de ingeniería y técnicas de adquisición y procesamiento de datos biomecánicos. Para estructurar el desarrollo metodológico del proyecto, se adopta el enfoque sistémico propuesto por Cross [15], el cual permite abordar el proceso de diseño mediante etapas de análisis, síntesis y evaluación, facilitando la construcción progresiva de la propuesta y su validación funcional.

Análisis: En esta primera etapa se realizó la identificación y definición del problema de investigación, considerando los aspectos biomecánicos que están asociados a las lesiones de rodilla y las limitaciones presentes en los métodos de evaluación funcional utilizados actualmente.

Inicialmente, se llevó a cabo una revisión de la literatura científica clínica relacionada con la biomecánica de la rodilla, análisis funcional de la marcha y tecnologías utilizadas en la evaluación biomecánica. Esta revisión permitió identificar los parámetros biomecánicos más relevantes para el estudio, así como reconocer las principales necesidades existentes en torno a la evaluación de la articulación bajo diferentes condiciones de apoyo.

Adicionalmente, se analizaron investigaciones enfocadas en el uso de plataformas de fuerza, sensores inerciales (IMU), electromiografía (EMG) y sistemas portátiles de monitoreo biománico, identificando sus ventajas y limitaciones técnicas relacionadas con adquisición de datos, la precisión de las mediciones, la complejidad de procesamiento y la adaptabilidad clínica. Posteriormente, se identificaron los requerimientos funcionales, técnicos y estructurales necesarios para el desarrollo del sistema. Del mismo modo, se consideraron restricciones asociadas al presupuesto, la disponibilidad de recursos institucionales, el acceso a sensores especializados y las condiciones de seguridad requeridas para la realización de las pruebas experimentales.

Sumando a esto, se realizó la identificación y caracterización de los stakeholders involucrados en el proyecto, incluyendo usuarios, fisioterapeutas, ingenieros biomédicos, directores de proyecto y la entidad institucional. Este análisis permitió reconocer necesidades, restricciones y criterios éticos relacionados con el desarrollo. Finalmente, a partir del análisis realizado se establecieron

las bases conceptuales funciones que orientaron a la construcción de la propuesta del sistema multisuperficie.

Síntesis: Con base en la información recopilada durante la fase de análisis, se procederá al desarrollo conceptual de la propuesta de solución. En esta etapa se plantea el diseño del sistema.

Inicialmente, se definirá la arquitectura general del sistema, contemplando el diseño de una estructura base y la incorporación de superficies intercambiables que permitan simular diferentes entornos funcionales, como pavimento, césped y arena. El diseño buscará proporcionar un entorno controlado para la realización de pruebas relacionadas con la marcha y el comportamiento funcional de la articulación.

Posteriormente, se establecerán las características funcionales necesarias para la adquisición de información biomecánica durante las pruebas experimentales. Para ello, se considerará la integración de sensores y herramientas capaces de capturar variables musculares y cinemáticas asociadas al movimiento de la rodilla, permitiendo registrar información relacionada con estabilidad, activación muscular y comportamiento articular.

De igual manera, se propondrá el desarrollo de una herramienta digital orientada al procesamiento y visualización de la información obtenida durante estas pruebas. Esta herramienta permitirá la organización e interpretación de los datos biomecánicos obtenidos y, potencialmente, su representación gráfica, facilitando el análisis del comportamiento funcional de la rodilla sobre las diferentes superficies evaluadas.

Asimismo, durante esta etapa se definirán algunos criterios relacionados con la funcionalidad, estabilidad estructural, facilidad de uso y organización de la información, con el propósito de que el sistema propuesto responda de una manera adecuada a los objetivos establecidos en la investigación.

Evaluación: Finalmente, se desarrollará una fase de evaluación funcional del prototipo con el fin de verificar el comportamiento general del sistema y su capacidad para adquirir información biomecánica durante pruebas experimentales en un entorno controlado.

Para ello, se llevarán a cabo pruebas piloto en las diferentes superficies integradas al sistema, con el fin de evaluar el funcionamiento de la estructura propuesta y la capacidad de adquisición de variables biomecánicas relacionadas con el comportamiento de la rodilla durante la marcha.

Posteriormente, la información obtenida durante las pruebas será organizada, procesada y representada mediante la herramienta propuesta, permitiendo realizar un análisis más detallado del comportamiento registrado. A través de esta etapa se buscará interpretar las variaciones presentes en la información adquirida.

A partir de los resultados obtenidos, se identificarán posibles limitaciones técnicas, estructurales y funcionales del sistema propuesto, así como oportunidades de mejora orientadas al fortalecimiento del prototipo y a futuros desarrollos relacionados con la evaluación biomecánica y aplicaciones tecnológicas en procesos de rehabilitación de la rodilla.

2. Fase de Síntesis

2.3 Diseño conceptual

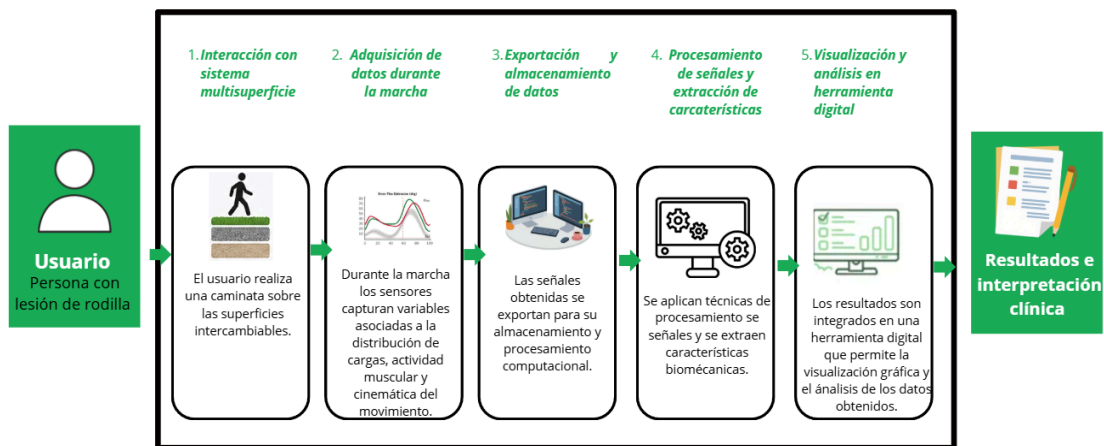


Figura 3- Diagrama de bloques : Elaboración propia

El diagrama presenta la arquitectura funcional del sistema propuesto para el análisis biomecánico de la rodilla en diferentes superficies. El proceso inicia con la interacción del usuario con una plataforma multisuperficie compuesta por módulos intercambiables que permiten simular distintos tipos de terreno bajo condiciones controladas. Durante la marcha, se realiza la adquisición de datos mediante sensores encargados de capturar variables asociadas a la distribución de carga, actividad muscular y cinemática del movimiento. Posteriormente, las señales obtenidas son exportadas en formatos digitales para su almacenamiento y procesamiento computacional. En la etapa de procesamiento de señales se aplica la extracción de características biomecánicas con el fin de obtener métricas relevantes para el análisis funcional de la articulación. Finalmente, los resultados son integrados en una herramienta digital que permite la visualización y análisis de los datos obtenidos.

2.4 Generación de alternativas

La generación de alternativas se realiza con el propósito de identificar, analizar y comparar diferentes propuestas de diseño para el desarrollo del sistema, permitiendo establecer posibles soluciones que respondan de forma apropiada a los requerimientos funcionales y técnicos del proyecto. Esta etapa resulta fundamental dentro del proceso de diseño, ya que permite explorar distintas configuraciones relacionadas con la adquisición de datos biomecánicos, el

procesamiento de señales, la visualización de resultados, la estructura mecánica del sistema, los materiales de soporte para las superficies y la integración con herramientas digitales de análisis.

A continuación, se presenta la tabla con las diferentes alternativas consideradas para el desarrollo del proyecto:

Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4
Medición de variables biomecánicas	Sensores Trigno (EMG+IMU integrados)	IMU de 6 ejes independientes	Acelerómetros triaxiales	Dispositivos wearables
Adquisición de datos	Sistema Trigno + exportación en formato Excel	Microcontroladores (Arduino/ESP32+ ADC)	Raspberry Pi + adquisición directa	Sistemas comerciales de captura de movimiento
Procesamiento de señales	Aplicación web con procesamiento desde archivos Excel	Python	MATLAB	Software para análisis biomecánico
Visualización de resultados	Aplicación web interactiva	Dashboard en Python (Streamlit)	MATLAB GUI	Software especializado
Sistema de superficies intercambiables	Sistema modular con superficies (césped, arena y pavimento)	Sistema de rieles intercambiables	Sistema con fijación tipo velcro	Sistema fijo no intercambiable
Estructura base del sistema	Lámina galvanizada (estructura base)	Aluminio anodizado	Madera reforzada	Acero inoxidable
Material de soporte para superficies	Espuma rígida de alta intensidad	Caucho industrial	Polímeros sintéticos	Base textil reforzada
Integración con software clínico	Página web interactiva compatible con archivos Excel	Integración con MATLAB	Integración con Python	Software propietario
Costo y viabilidad	Uso de recursos	Implementación	Solución	Desarrollo

	institucionales, proporcionando bajos costos	de hardware-software	comercial completa	completamente independiente
--	--	----------------------	--------------------	-----------------------------

Tabla 3- Alternativas de solución: Elaboración propia

Cada una de las alternativas planteadas se evalúa considerando criterios como precisión en la captura de datos, confiabilidad, facilidad de implementación, portabilidad, ergonomía, disponibilidad de materiales y viabilidad técnica, con el fin de identificar las opciones que pueden ofrecer un mejor desempeño y una mayor adaptación a las necesidades del usuario y del entorno de aplicación. Asimismo, este proceso permite reconocer ventajas, limitaciones y posibles mejoras en cada una de las propuestas, facilitando una toma de decisiones más estructurada y objetiva.

Adicionalmente, la evaluación y priorización de las diferentes alternativas se apoya en la matriz QFD, herramienta que traduce las necesidades del cliente y las especificaciones técnicas que se espera del producto, en este caso, relacionadas con la evaluación biomecánica de la rodilla. Para poder comprender las necesidades del cliente se realizaron entrevistas a 3 stakeholders. Por lo que a partir de 17 necesidades del cliente -Exactitud, confiabilidad, versatilidad, flexibilidad, integración, funcionalidad, intuitividad, accesibilidad, facilidad de montaje, ergonomía, ligereza, estética atractividad, facilidad de limpieza, peso moderado, resistencia al desgaste, seguridad de bordes y mantenimiento sencillo- y de los parámetros - Alta precisión en sensores de movimiento y variables biomecánicas, sistema de sensado biomecánico integrado, superficies intercambiables, facilidad de integración con software de análisis clínico, portabilidad y modularidad del sistema, materiales resistentes y compatibles con el usuario, interfaz de usuario intuitiva, cumplimiento normativo y validación clínica y costo accesible y viabilidad de manufactura local - se logró priorizar las características que impactan el diseño final, evidenciando que la precisión de adquisición de datos (15.49%), la portabilidad y modularidad (12.04%) y la integración con software de análisis clínico (10.83%) representan los factores de mayor relevancia, por otro lado, se encuentran los factores de menor proporción, pero igualmente relevantes, como el cumplimiento normativo (8.63%) y la viabilidad de manufactura (8.19%).

		Matriz de relaciones		8.73%	11.79%	16.85%	10.26%	13.09%	11.22%	10.82%	8.08%	9.17%	Investigación sobre la competencia			
Necesidad superior VOC	No	Necesidad del cliente	Importancia para el cliente	Peso ponderado	Alta precisión en sensores de movimiento y variables biomecánicas	Sistema de sensores biomecánico integrado	Superficies intercambiables	Facilidad de integración con software de análisis clínico	Portabilidad y modularidad del sistema	Materiales resistentes y compatibles con el usuario	Interfaz de usuario intuitiva	Cumplimiento normativo y validación clínica	Costo accesible y viabilidad de manufactura local	A	B	C
Precisión	1	Exactitud	5	7.1%	9	9	9	3	1	3	3	9	0	3	2	1
	2	Confiabilidad	5	7.1%	9	9	9	3	1	3	1	9	0	3	2	1
Adaptabilidad	3	Versatilidad	4	5.7%	1	3	9	3	3	1	1	1	3	3	2	1
	4	Flexibilidad	4	5.7%	1	3	3	3	3	1	3	1	3	3	2	1
	5	Integración	3	4.3%	3	3	3	9	3	1	9	3	3	3	2	2
	6	Funcionalidad	4	5.7%	9	9	9	9	9	3	9	3	3	3	2	2
Usabilidad	7	Intuitividad	4	5.7%	1	1	3	9	3	0	9	3	1	3	2	1
	8	Accesibilidad	3	4.3%	1	1	1	9	9	0	9	3	3	3	2	2
	9	Facilidad montaje/desmontaje	5	7.1%	1	3	9	3	9	3	9	3	3	3	2	1
Comodidad	10	Ergonomía	4	5.7%	1	3	1	1	9	9	1	0	3	2	2	2
	11	Ligereza	4	5.7%	1	3	1	1	9	9	3	0	9	3	2	2
Higiene y seguridad	12	Estética atractiva y profesional	3	4.3%	1	3	1	1	3	9	3	1	3	2	2	3
	13	Facilidad de limpieza	5	7.1%	1	3	9	1	3	3	0	0	3	3	2	2
	14	Peso moderado	4	5.7%	0	3	0	0	3	3	0	0	9	3	2	2
	15	Resistencia al desgaste	4	5.7%	1	3	9	3	3	9	1	0	3	3	2	2
	16	Seguridad en bordes y componentes	5	7.1%	1	1	3	0	1	3	0	3	1	3	2	2
	17	Mantenimiento sencillo	4	5.7%	5	3	9	3	3	3	3	3	3	3	2	2
total			70	100%	2.86	3.88	5.51	3.36	4.29	3.67	3.54	2.64	3.00	32.73		
					8.73%	11.79%	16.85%	10.26%	13.09%	11.22%	10.82%	8.08%	9.17%			

Figura 4- Matriz QFD. Fuente:Elaboración propia

Estos resultados permiten identificar los aspectos técnicos que presentan mayor influencia dentro del desempeño esperado del sistema, sirviendo como criterio de apoyo para definir las características prioritarias durante el proceso de diseño y desarrollo del prototipo. Asimismo, el análisis facilita una perspectiva más organizada de las necesidades del usuario y de las condiciones que debe de cumplir el sistema para adaptarse a escenarios de evaluación en diferentes superficies. De este modo, se favorece el planteamiento de una solución que no solo responda a requerimientos técnicos específicos, sino también que considere criterios de funcionalidad y aplicación en contextos clínicos y experimentales.

2.5 Selección de la solución preliminar

La solución preliminar seleccionada surgió tras la aplicación de un proceso estructurado de evaluación de alternativas, en el cual se analizaron distintas configuraciones posibles bajo criterios técnicos, económicos, de viabilidad operativa y facilidad de integración con los equipos del laboratorio de análisis de movimiento. Este proceso incluyó la comparación de diferentes materiales, tipos de sensores, estrategias de adquisición de datos, superficies de prueba y métodos de procesamiento de la información. Esto permitió identificar la combinación que ofrecía el mejor equilibrio entre desempeño biomecánico, costo y factibilidad de implementación dentro del entorno institucional.

Como resultado de esta evaluación, se selecciona la alternativa número uno, en la cual la medición de variables biomecánicas se realizará mediante los sensores del sistema de adquisición Delsys Trigno. Este sistema está compuesto por sensores inalámbricos de electromiografía (EMG) que integran unidades de medición inercial (IMU), lo permite la captura simultánea de actividad eléctrica muscular y variables cinemáticas del movimiento. Los sensores EMG registran la actividad eléctrica generada por los músculos, permitiendo analizar patrones de activación y

niveles de esfuerzo. Por su parte, las IMU integradas permiten obtener variables cinemáticas como aceleración, velocidad angular y orientación del segmento corporal durante la marcha.

La adquisición de datos se realizó mediante el software del sistema Delsys Trigno, el cual permite la visualización, almacenamiento y sincronización de las señales capturadas por los sensores, así como su exportación en formatos compatibles, como Excel, para su posterior análisis.

El procesamiento de las señales se realizó a partir de los datos adquiridos mediante los sensores del sistema Delsys Trigno, los cuales serán exportados en formato CSV e importados en la aplicación web desarrollada. Una vez se carguen los datos, el sistema identificará las señales correspondientes a electromiografía (EMG), acelerometría, giroscopio y tiempo. Finalmente, se integrarán los datos de EMG e IMU para analizar de manera conjunta el comportamiento muscular y mecánico de la articulación en diferentes superficies.

La visualización de los resultados se realizará mediante una interfaz web interactiva desarrollada en Streamlit, la cual permitirá presentar la información procesada de manera clara e intuitiva. En la interfaz principal se mostrarán los datos del usuario como identificación del miembro inferior evaluado y tipo de superficie, proporcionando contexto a los resultados obtenidos.

En cuanto al sistema de superficies intercambiables, se propone un sistema modular compuesto por superficies de césped, arena y pavimento, diseñado para para la simulación de diferentes condiciones de apoyo. La estructura base del sistema estará constituida por una lámina galvanizada, la cual proporciona rigidez y estabilidad estructural. Sobre esta base se dispondrán materiales de recubrimiento intercambiables, donde la superficie césped se conformará mediante espuma rígida de alta densidad, garantizando la estabilidad y uniformidad de la interacción con la superficie durante el análisis.

2.6 Bocetos

Se presenta el boceto del sistema multisuperficie propuesto, con el fin de visualizar de manera gráfica la solución planteada. En la figura 5, se evidencia dicho sistema, junto con la estructura base en lámina galvanizada, sobre la cual se ubican dichas superficies.

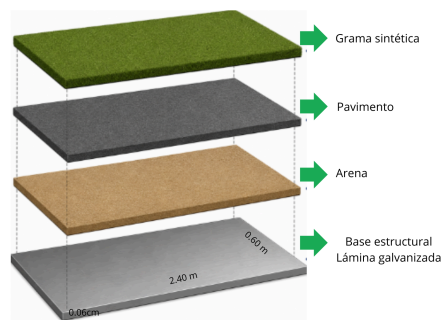


Figura 5- Boceto sistema multisuperficie: Elaboración propia apoyada en IA.

Asimismo, en la Figura 6 se presenta la ubicación de los sensores trigno en el usuario para la correcta adquisición de datos, exportación de dichos datos en formato .csv y visualización a través de la página web interactiva. Esta herramienta permite analizar las señales y se obtienen métricas biomecánicas relevantes, como la frecuencia media (MNF), frecuencia mediana (MDF), frecuencia dominante, coeficiente de variación de aceleración y magnitud de aceleración.



Figura 6- Ubicación de sensores: Elaboración propia apoyada en IA.

Con el propósito de consolidar el proceso de selección conceptual, en la Tabla 4 se presenta un resumen comparativo de las alternativas evaluadas, esta comparación permitió identificar ventajas y limitaciones relacionadas con precisión, costo, facilidad de implementación e integración biomecánica, facilitando la selección de la solución preliminar más adecuada para el desarrollo del sistema.

Criterio evaluado	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4
Precisión biomecánica	Alta	Media	Media	Alta
Integración EMG + IMU	Sí	Parcial	No	Parcial
Facilidad de implementación	Alta	Media	Baja	Baja
Portabilidad	Alta	Alta	Media	Baja
Compatibilidad con software	Alta	Media	Alta	Baja
Costo de	Bajo	Medio	Alto	Alto

implementación				
Flexibilidad del sistema	Alta	Media	Media	Baja
Viabilidad institucional	Alta	Media	Baja	Baja
Procesamiento de señales	Streamlit +Python	Python	MATLAB	Software propietario
Resultado general	Seleccionada	Viable parcialmente	Compleja	Poco viable

Tabla 4- Resumen comparativo de alternativas evaluadas: *Elaboración propia*

Finalmente, a partir del análisis realizado, se determinó que la alternativa 1 responde de la manera más adecuada a requerimientos funcionales y técnicos del proyecto como la precisión biomecánica, facilidad de implementación, portabilidad e integración con herramientas digitales de procesamiento y visualización de datos.

2.3 Construcción de un prototipo inicial

La construcción del prototipo inicial significó una etapa importante dentro del proceso del diseño del sistema multisuperficie para el análisis biomecánico de la rodilla. Esta etapa tuvo como objetivo desarrollar un primer acercamiento experimental usando el Laboratorio de Análisis y Movimiento de la Pontificia Universidad Javeriana Cali.

En esta etapa se logró observar la interacción del usuario frente a las superficies de prueba, los métodos de adquisición de datos, las herramientas de procesamiento y la visualización de los datos biomecánicos obtenidos. Estos ítems hacen parte del proceso de la generación de alternativas planteado durante la fase conceptual del proyecto, en donde se evaluaron diferentes posibilidades para dar cumplimiento con lo esperado.

De manera preliminar, se analizaron alternativas relacionadas con sensores de adquisición biomecánica, sistema de procesamiento de datos, estructura base para el sistema multisuperficie y materiales de soporte para cada superficie a estudiar. Entre las opciones consideradas de la generación de alternativas, se incluyen sensores EMG e IMU, estructuras de aluminio, madera reforzada y lámina galvanizada, también se presentaron posibles materiales de soporte como espuma rígida, caucho industrial y polímeros sintéticos.

La evaluación de la generación de alternativas, se hizo considerando criterios como la precisión, adaptabilidad, usabilidad, comodidad, seguridad, facilidad de uso, ergonomía, portabilidad, entre otros factores tenidos en cuenta para la elección de la mejor solución que responda a la necesidad planteada.

A partir de estas pruebas iniciales se logró identificar las limitaciones experimentales asociadas a la rigidez del material, continuidad del material, y compatibilidad en los sistemas de medición empleados.

3. Fase de Evaluación

3.1 Pruebas preliminares mediante Qualisys Track Manager

Las primeras pruebas experimentales fueron realizadas con Qualisys Track Manager (QTM) junto con las plataformas de fuerza del laboratorio de análisis y movimiento de la Pontificia Universidad Javeriana Cali. Este primer acercamiento tuvo como objetivo interactuar con las variables biomecánicas obtenidas como la trayectoria de centro de presión (CoP), las fuerzas de reacción del suelo (GRF) y la cinemática general del movimiento.

Qualisys cuenta con tecnología para capturar movimientos en 3D, mediante cámaras optoelectrónicas de alta velocidad y software avanzado, ofreciendo soluciones para biomecánica, deporte y rehabilitación, pues su sistema es preciso, de fácil uso y es versátil. Sin embargo, en ciertas aplicaciones, la captura de movimiento sin marcadores puede ser la opción más adecuada [16]. Es por esto que para la primera prueba, se optó por el uso de este programa.

Prueba preliminar con superficie tipo césped

Para la simulación inicial de la superficie tipo césped se utilizó un tapete de césped sintético ubicado sobre una base rígida de madera. Este prototipo fue el primer acercamiento experimental del sistema multisuperficie propuesto, permitiendo estudiar la reacción de la rodilla frente a esta primera simulación.



Figura 7- Simulación tapete de césped. Elaboración propia

Sin embargo, durante esta prueba se logró evidenciar una limitación importante. La base era de un material muy rígido, por lo que brindó una superficie estable y uniforme, alejándose de las

propiedades del césped natural, por otro lado, como se observa en la Figura 7, las dimensiones reducidas de la base de madera y el tapete de césped eran reducida, lo que afectaba la naturalidad de la marcha, obligando al usuario a reducir la longitud del paso. Estas modificaciones alteran la dinámica natural de la marcha, lo que lleva a obtener datos biomecánicos no aptos para estudiar.

A partir de esta observación, se concluyó la necesidad de implementar una base que simula las condiciones reales del césped, es decir con una mayor capacidad de absorción mecánica y menos rigidez.

Adicionalmente, se observó las limitaciones del uso de plataforma de fuerza, pues para garantizar un análisis biomecánico más robusto y representativo de la marcha, se esperaba una marcha de mayor longitud, y la plataforma de fuerza no brindaba esto. Por esta razón, se decidió diseñar posteriormente una estructura base que permitiera dar una marcha con mayor longitud.

Esta fase preliminar, fue importante para identificar los criterios de diseño respecto a la estabilidad, el comportamiento mecánico frente a las superficies propuestas y agregar aspectos para dar un prototipo definitivo de este sistema.

Prueba preliminar con superficie tipo cerámica

Para la simulación de una superficie rígida como el pavimento, se emplearon baldosas de cerámica, sin embargo estas no se ajustaban a la medida de la plataforma de fuerzas que se planeaba usar, además se dejó un espacio entre baldosas impidiendo que la marcha se diera de manera natural, lo que perjudicaba a los resultados obtenidos.



Figura 8- Simulación de baldosas: Elaboración propia

Esta fase exploratoria permitió identificar la necesidad de contar con baldosas de cerámica de manera continua, uniforme y de la medida del sistema, para poder obtener condiciones coherentes y ayuden a dar un análisis de resultados correctos.

3.1.1 Implementación de sensores Trigno

Posteriormente, se desarrolló una segunda fase, en donde se realizó una prueba utilizando sensores Trigno, con el objetivo de adquirir señales biomecánicas. Se optó por el uso de estos sensores debido a que se capturan datos fiables, además son de fácil uso, portables, tienen muy buena precisión y al ser inalámbricos, garantizan una comunicación robusta y sincronizada en un rango aproximado de 40 metros. [17]

Además, los sensores Trigno poseen un sistema de referencia dual que minimiza las interferencias y se aseguran de brindar datos precisos, como se sabe estos sensores permiten adquirir datos, como EMG e IMU los cuales serán procesados para dar indicadores biomecánicos y contribuir a la toma de datos para que los profesionales de la salud brinden rehabilitación personalizada a cada usuario.

Durante esta prueba, los sensores fueron ubicados en el bíceps femoral y el recto femoral, con el fin de capturar la actividad muscular durante la marcha, se eligieron estos dos músculos debido a que representan a grupos antagonistas involucrados en la extensión y flexión. La correcta ubicación de los sensores Trigno garantizan una correcta adquisición de datos, por lo que al procesar los datos, se obtendrán indicadores biomecánicos coherentes, permitiendo brindar un apoyo a los fisioterapeutas.

Para dar inicio a esta prueba, se realizó una marcha en el piso del laboratorio de análisis y movimiento de la Pontificia Universidad Javeriana Cali, el cual presenta condiciones homogéneas y continuas, cumpliendo con la simulación del pavimento.

A continuación, se presenta el análisis de la gráfica de marcha registrada en el piso del laboratorio de análisis y movimiento de la Pontificia Universidad Javeriana. Los datos fueron recolectados mediante el uso de sensores Trigno, los cuales fueron ubicados en el bíceps femoral y recto femoral de la pierna izquierda del usuario:

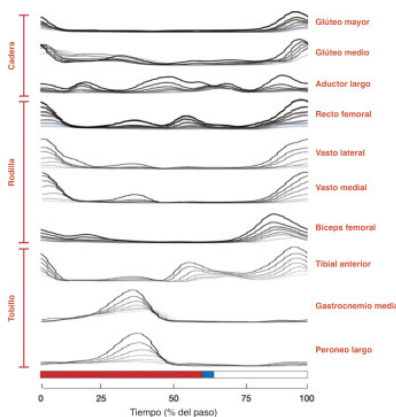


Figura 9- Patrones de activación muscular durante el ciclo de marcha obtenidos mediante EMG superficial. : Science direct

La siguiente figura presenta los patrones de activación electromiográfica de diferentes músculos del miembro inferior durante el ciclo de marcha, representados en función del porcentaje del paso. Este tipo de análisis permite identificar los momentos de mayor reclutamiento muscular y se logra comprender la participación de cada músculo durante la marcha, especialmente en las fases de apoyo y balanceo. La distribución temporal de la actividad muscular es de vital importancia para estudios biomecánicos y procesos de rehabilitación, debido a que se logra evaluar cómo los músculos contribuyen a la estabilidad articular. [18]

Respecto al recto femoral, se observa un patrón de activación distribuido en diferentes momentos de la marcha. La primera activación se da en la fase inicial del apoyo, donde el músculo ayuda a estabilizar la rodilla, posteriormente, se observa un segundo incremento de actividad hacia la final del paso, lo que se asocia al avance de la pierna y preparación para el siguiente contacto con el suelo.

Por otro lado, el bíceps femoral muestra una activación importante durante la fase terminal del paso, este comportamiento refleja la desaceleración de la pierna durante la fase de balanceo y en la estabilización posterior de la rodilla antes del contacto inicial. La gráfica presenta evidencia de un incremento progresivo de la amplitud hacia el final del ciclo.

A continuación, se presenta el análisis de la gráfica de marcha registrada en el piso del laboratorio de análisis y movimiento de la Pontificia Universidad Javeriana Cali. A partir de la información obtenida en formato CSV y de la visualización de las señales adquiridas, se realizará un análisis.

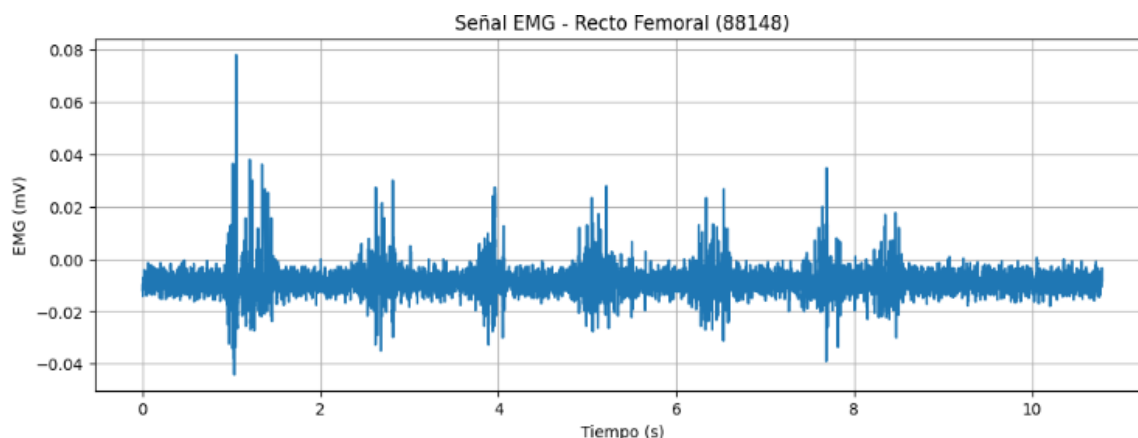


Figura 10- Señal EMG recto femoral: Elaboración propia mediante Python.

La señal EMG del recto femoral presenta una activación muscular intermitente a lo largo de toda la prueba. Se observa un pico de amplitud cercano a 0.08 mV entre los segundos 1 y 2, sin embargo, no es posible asegurar únicamente a partir de la señal cruda si este evento corresponde a una contracción muscular de alta intensidad o a un artefacto de adquisición generado por movimiento del sensor, alteraciones en el contacto electrodo-piel o ruido externo.

Posteriormente, la señal mantiene patrones de activación repetitivos entre los segundos 2 y 9, con amplitudes que oscilan aproximadamente entre -0.03 mV y 0.03 mV, comportamiento consistente con la participación del recto femoral durante las diferentes fases de la marcha.

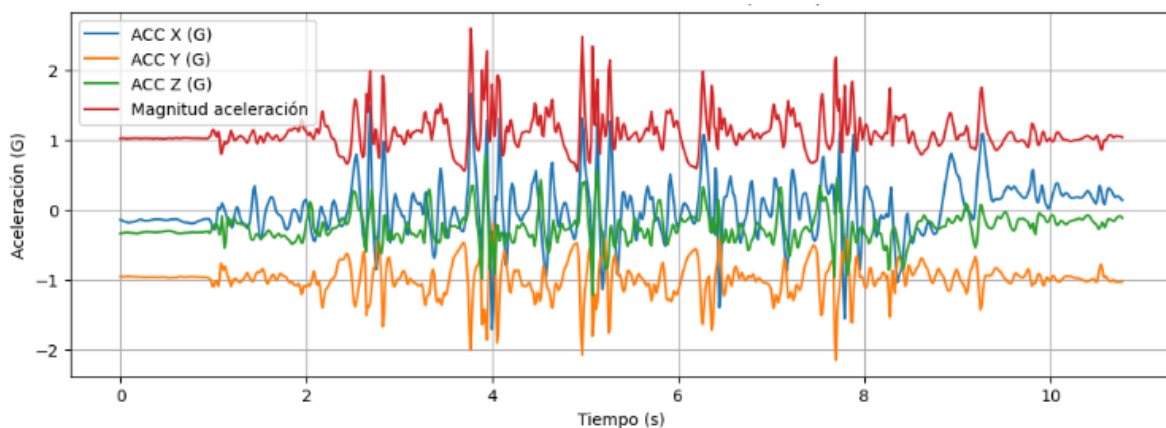


Figura 11- Señal IMU región anterior del muslo: Elaboración propia mediante Python.

Para la gráfica IMU se observa un comportamiento dinámico en los tres ejes de aceleración, el eje X representa las oscilaciones de manera moderada relacionadas con desplazamientos laterales del segmento, mientras que el eje Y contiene los valores predominantes negativos en la orientación gravitacional y el eje Z muestra los cambios más bruscos, especialmente entre los segundos 3 y 8. Respecto a la magnitud total de aceleración se mantiene cercana a 1 G, lo que significa que hay una influencia constante de la gravedad, aunque con eventos que la llevan a 2 G durante las fases de impacto y estabilización.

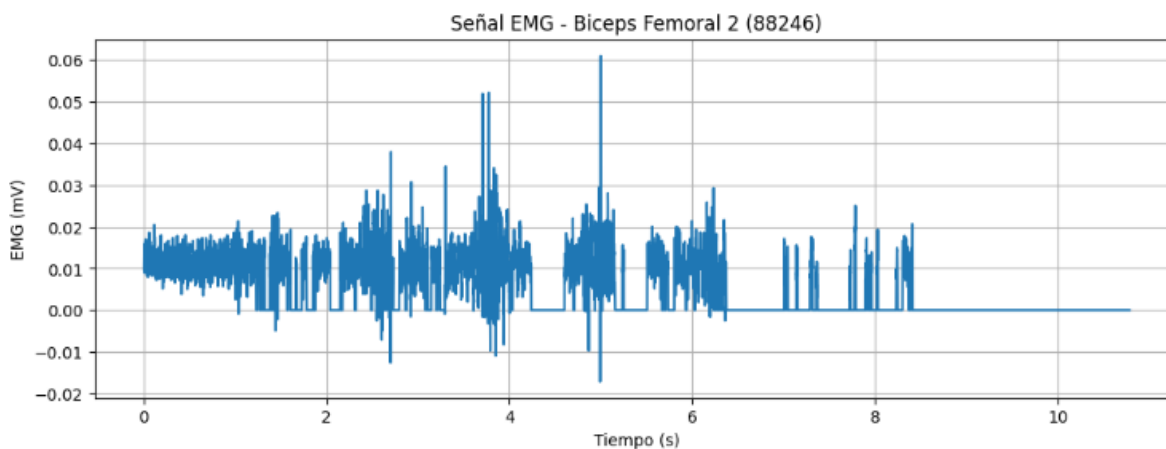


Figura 12- Señal EMG bíceps femoral: Elaboración propia mediante Python.

La señal EMG del bíceps femoral presenta una activación muscular discontinua, como se logra observar entre los segundos 0 y 6 se observan múltiples incrementos de amplitud que se asocian a la activación de este músculo durante las fases de apoyo. Los picos más importantes aparecen entre los segundos 3 y 5, alcanzando amplitudes cercanas a 0.06 mV. También se evidencian

oscilaciones rápidas y cambios bruscos de amplitud, ya después de los 6 segundos la señal disminuye y aparecen segmentos cercanos a cero.

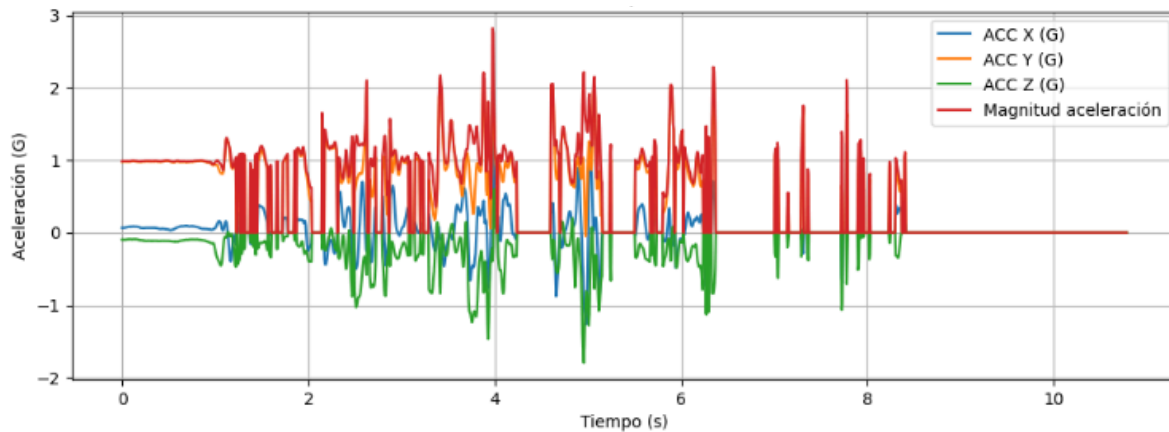


Figura 13- Señales IMU región posterior del muslo: Elaboración propia mediante Python.

Respecto a las señales IMU se observa un comportamiento dinámico en los ejes de aceleración, especialmente entre los segundos 2 y 6. El eje Z presenta variaciones más bruscas, alcanzando valores negativos a -2 G, mientras que la magnitud total de aceleración supera los 2 G, en el eje X las oscilaciones son moderadas, mientras que en el eje Y hay variaciones relacionadas con la estabilidad.

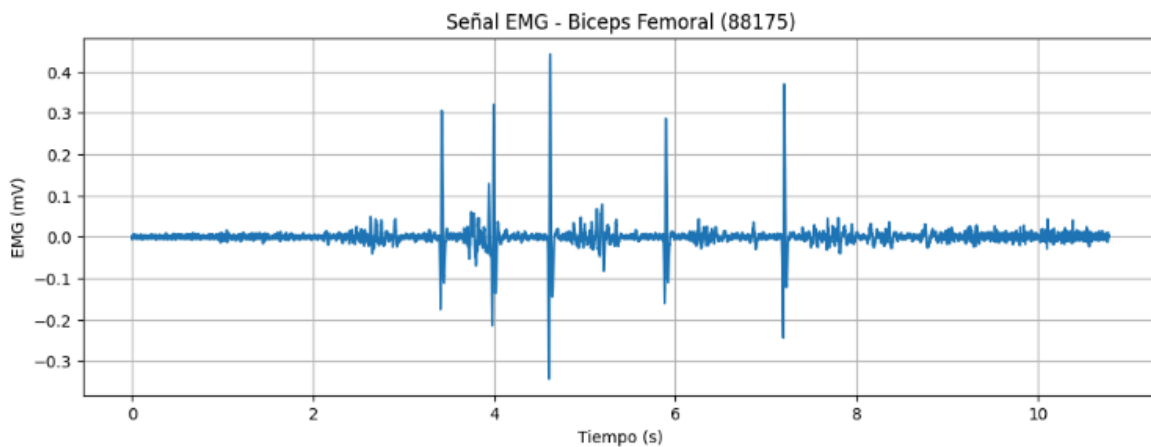


Figura 14- Señal EMG bíceps femoral.: Elaboración propia mediante Python.

En la figura 14, se evidencia que el bíceps femoral presenta una actividad muscular relativamente baja, aunque hay presencia de eventos de activación abruptos y de alta amplitud entre los segundos 3 y 8. Los picos más representativos alcanzan valores cercanos a 0.45 mV y mínimos de -0.35 mV, mostrando una activación transitoria del músculo. También se observa que antes de los 3 segundos y después de los 8 la señal mantiene amplitudes más estables y cercanas a cero.

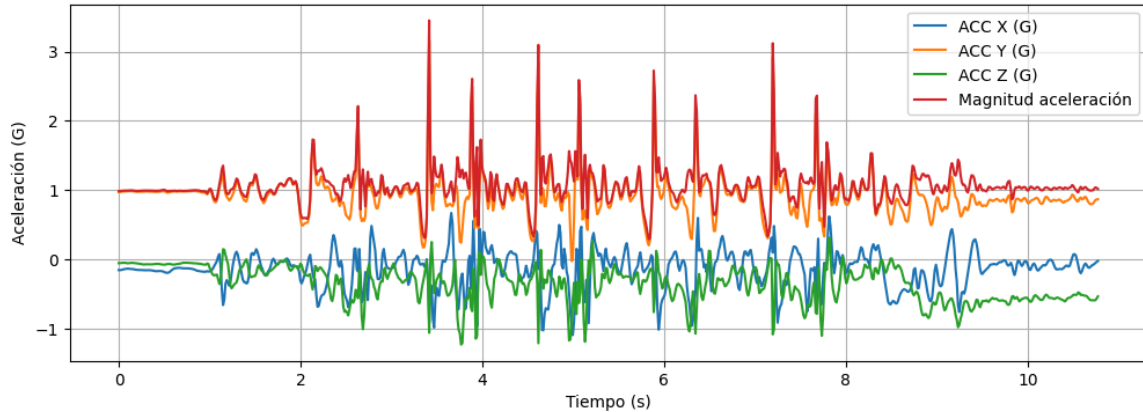


Figura 15- Señales IMU región posterior del muslo: Elaboración propia mediante Python.

En las señales IMU se evidencia un comportamiento dinámico, entre los segundos 2 y 8, hay mayores oscilaciones de aceleración. La magnitud total de aceleración supera en varios momentos los 3 G, lo que indica eventos de movimientos bruscos. El eje Z muestra variaciones negativas pronunciadas, mientras que el eje Y mantiene valores predominantes positivos cercanos a 1 G y el eje X presenta oscilaciones moderadas relacionadas con el equilibrio.

Adicionalmente, durante el desarrollo del sistema se consideró inicialmente el uso exclusivo del software de los sensores Trigno para la visualización y análisis de las señales EMG e IMU obtenidas durante las pruebas experimentales. Esta alternativa permitiría realizar la adquisición y observación básica de las señales en tiempo real, además la exportación de los datos se daría con formatos compatibles para el procesamiento. Sin embargo, se identificaron limitaciones como la integración de variables biomecánicas y la interpretación funcional de la información obtenida en diferentes superficies de evaluación.

Debido a esto, se planteó el desarrollo de una página web interactiva orientada al procesamiento, visualización e interpretación de las señales obtenidas mediante los sensores Trigno. Se optó por esta propuesta debido a que se podía integrar en una sola interfaz la carga de archivos experimentales, la generación automática de gráficas EMG e IMU, el cálculo de indicadores biomecánicos y la visualización de parámetros a tener en cuenta. Además, se puede ingresar la superficie en la que se realizó la prueba y genera reportes automatizados. Finalmente, se optó por la implementación de la página web interactiva debido a la facilidad de integración para diferentes métodos de análisis dentro de la misma estructura base.

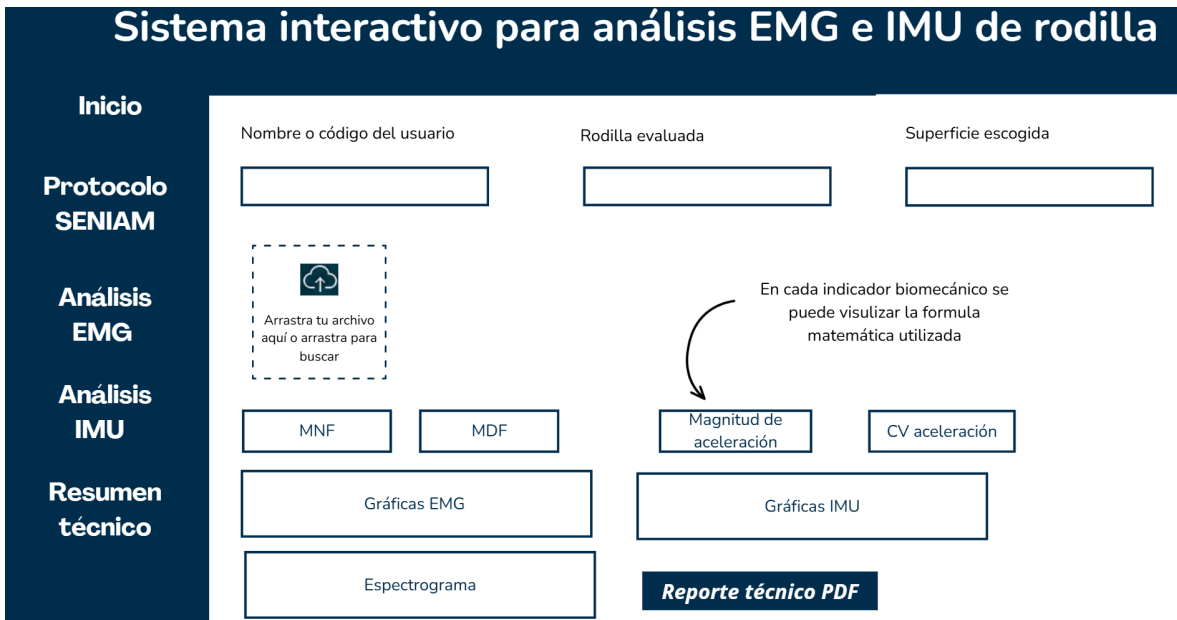


Figura 16- Boceto página web interactiva: Elaboración propia

3.2 Prototipo final testado

Posteriormente a la fase de pruebas preliminares, se replantearon ciertos criterios de diseño elegidos inicialmente. Este primer acercamiento logró identificar limitaciones en el prototipo relacionadas con la rigidez estructural, continuidad de la superficie, estabilidad mecánica y longitud para aumentar la cantidad de pasos.

A partir de los resultados obtenidos, se optó por iterar las alternativas de diseño, con el objetivo de obtener datos biomecánicos confiables. El objetivo principal consistió en desarrollar un prototipo que pudiese estudiar variables biomecánicas bajo condiciones controladas, integrando la adquisición de señales electromiográficas y cinemáticas, además del procesamiento computacional de los datos obtenidos.

La estructura principal del prototipo fue una base de lámina galvanizada, se optó por dicha base debido a su resistencia mecánica, estabilidad estructural y fácil adaptación con los diferentes sistemas para estudiar. El largo de 2.40 m permite ejecutar varios pasos consecutivos durante la marcha. Considerando que la longitud de paso promedio en adultos sanos se encuentra aproximadamente entre 0.6 m y 0.8 m, la estructura implementada permitió desarrollar entre tres y cuatro pasos continuos, favoreciendo una adquisición biomecánica más estable y reduciendo ajustes involuntarios asociados a trayectorias cortas [19]

La literatura indica que las trayectorias cortas pueden modificar parámetros espacio-temporales como la velocidad, cadencia y longitud del paso. Así mismo, se ha evidenciado que una caminata corta genera una marcha menos estable y puede llegar a introducir estrategias compensatorias, aunque las distancias recomendadas para realizar las pruebas de marcha son trayectos de 30 m,

un requisito que no siempre logran cumplir los laboratorios, motiva estudios que buscan explorar la viabilidad de adoptar caminos más cortos como 5 m, 10 m, 15 m y 20 m. En este sentido, la longitud implementada en el prototipo permitió mejorar la continuidad de la marcha y reducir interferencias durante la adquisición de datos biomecánicos.[19]

Por otro lado, se optó que la profundidad fuera de 6 cm con el objetivo de incorporar y contener de manera adecuada cada material utilizado, es decir, césped, arena y pavimento garantizando la continuidad y estabilidad de la marcha.

Como resultado final, se logró obtener datos biomecánicos estables y coherentes que se describen más adelante. Además, el diseño modular permitió la implementación de diferentes superficies intercambiables como el césped, pavimento y arena. Cada superficie fue ensayada con el propósito de analizar cómo reacciona la rodilla frente a estas variaciones de superficie[20]

3.1.1 Integración del sistema biomecánico

Con el objetivo de adquirir señales biomecánicas durante la marcha, se usaron sensores Trigno, estos fueron seleccionados gracias a que capturan datos EMG e IMU, de manera sincronizada y en tiempo real, permitiendo la adquisición de señales EMG a 1111 Hz -2000Hz y datos inerciales mediante acelerómetros triaxiales integrados. Ver Figura 17

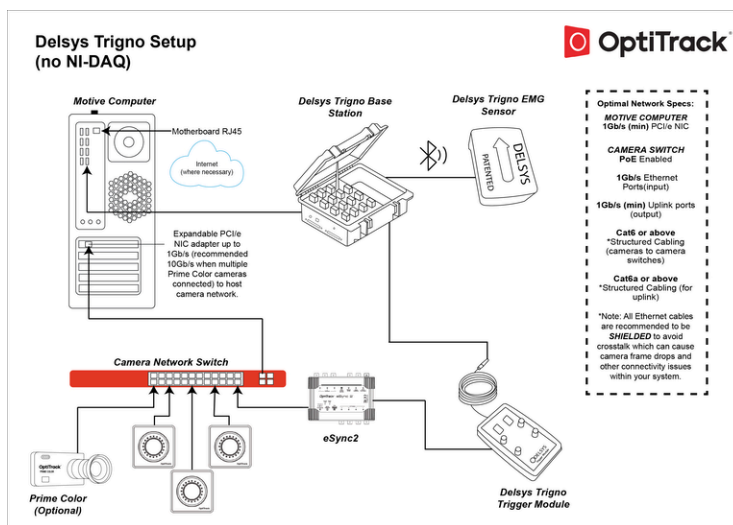


Figura 17. Sistema Delsys trigno. Fuente [21]

Una ventaja que es de vital importancia, es su comunicación inalámbrica robusta y sincronizada, lo que permite que la adquisición de datos no sea restringida por el movimiento natural de la marcha; además, los datos obtenidos son exportados en formato CSV, lo que facilita el procesamiento de los datos adquiridos.

A pesar de las ventajas obtenidas, durante el desarrollo experimental se identificaron ciertos factores que afectaban la calidad de la adquisición de señales. Uno de los principales inconvenientes observados estuvo relacionado con las condiciones de la piel antes de realizar las

pruebas. Se evidencio que la aplicación previa de cremas hidratantes, aceites corporales, lociones o productos cosméticos generaba una superficie que no era adecuada para la adhesión de los electrodos y adhesivos utilizados. Como consecuencia, algunos sensores presentaban desprendimientos parciales o pérdida de estabilidad durante la marcha, afectando la continuidad y confiabilidad de la captura de los datos.

De igual forma, se observó que el exceso de vello corporal en las zonas de colocación de los sensores generaba interferencias en las señales adquiridas. La presencia de vello dificultaba el contacto directo entre los electrodos y la piel, ocasionando un aumento considerable del ruido presente en los registros obtenidos. Esto producía alteraciones y variaciones no deseadas en las señales, disminuyendo la calidad de las mediciones.

Las señales obtenidas mediante los sensores Trigno fueron procesadas mediante Python e integradas en una página web interactiva desarrollada en Streamlit.

3.1.2 Configuración de sensores bajo protocolo SENIAM

Las pruebas realizadas durante el desarrollo del prototipo estuvieron orientadas exclusivamente a la evaluación funcional y operativa del sistema, incluyendo el comportamiento mecánico de las superficies, la adquisición de señales biomecánicas y el procesamiento de datos. Las pruebas se realizaron con una única participante y no tuvieron fines clínicos, diagnósticos ni terapéuticos, por lo que el alcance del estudio se limitó a la verificación técnica del funcionamiento del sistema propuesto.

La ubicación de los sensores electromiográficos se realizó siguiendo las recomendaciones establecidas por el protocolo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive), este protocolo se ha dado como resultado de recomendaciones europeas sobre sensores y procedimientos de colocación de sensores y métodos de procesamiento de señales de electromiografía de superficie (SEMG), un conjunto de modelos de simulación para la formación de pruebas [22].

Adicionalmente, previo a la adquisición experimental de las señales de EMG e IMU, se realizó un proceso de calibración mediante una contracción voluntaria máxima (Maximum Voluntary Contraction, MVC). Este procedimiento permitió verificar la correcta ubicación y funcionamiento de los sensores Trigno y establecer una línea base para la comparación de la activación. [22]

Para calibración MVC del músculo bíceps femoral, el usuario se ubicó en posición decúbito prono, realizando una flexión de rodilla mientras mantenía la pierna elevada. Posteriormente, el usuario intentaba descender la pierna mientras una segunda persona aplicaba resistencia para impedir el movimiento, esto hizo que se generara una activación muscular controlada del bíceps femoral y se logró verificar una correcta adquisición de la señal.

En el caso del recto femoral, el usuario se posicionó en sedestación, realizando una extensión parcial de la rodilla, mientras que la segunda persona aplicaba fuerza intentando descender la pierna, mientras el usuario realizaba resistencia muscular para mantener la posición, esto con el

objetivo de generar una activación controlada del recto femoral. A continuación, se describen los lineamientos para la implementación del protocolo SENIAM:

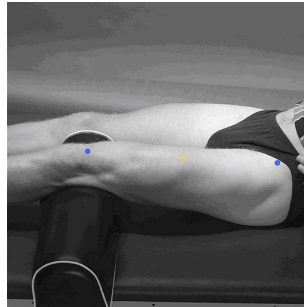


Figura 18- Protocolo SENIAM recto femoral. Fuente: SENIAM

El recto femoral, pertenece al grupo del cuádriceps femoral. Su función principal es la extensión y flexión de la cadera, desempeñando un papel fundamental en la dinámica de la marcha. Para la adquisición de señales electromiográficas, se recomienda una postura inicial de sedestación, con las rodillas en ligera flexión y el tronco levemente inclinado hacia atrás. Los electrodos deben tener un tamaño máximo de 10 mm en la dirección de las fibras musculares y una separación de 20 mm entre ellos. Se coloca el sensor al 50% de la línea que conecta la espina ilíaca anterosuperior con la rótula, orientándolos en dirección de las fibras musculares. La fijación se realiza mediante adhesivos, es importante recordar que el usuario debe tener el área libre de vello, no debe aplicarse cremas ni lociones en las áreas antes de la prueba y al momento de fijar los sensores se debe limpiar con alcohol. [22]

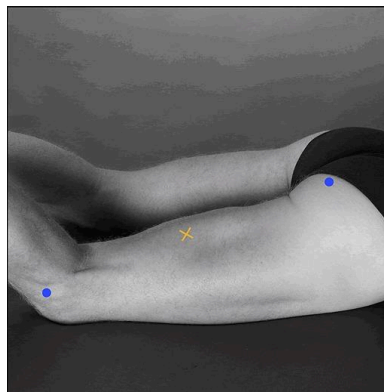


Figura 19- Protocolo SENIAM Bíceps femoral. Fuente: SENIAM

El músculo bíceps femoral, pertenece al grupo de los isquiotibiales, funcionalmente participa en la flexión y rotación lateral de la articulación de la rodilla, y la cabeza larga contribuye además a la extensión y rotación lateral de la cadera, desempeñando un papel importante en la estabilidad y la dinámica de la marcha. La postura para la ubicación correcta de los sensores es en decúbito prono, con el sujeto boca abajo, el muslo apoyado sobre la superficie y la rodilla en una ligera flexión de 90 grados. Los electrodos al igual que el recto femoral deben tener un tamaño máximo

de 10 mm en la dirección de las fibras musculares y una separación de 20 mm entre ellos. La colocación del sensor se realiza al 50% de la línea que conecta la tuberosidad isquiática con el epicóndilo lateral de la tibia. La fijación se realiza mediante adhesivos y se realizan las mismas recomendaciones mencionadas anteriormente. [22]

3.1.3 Prueba funcional con superficie tipo césped

Para la simulación de la superficie tipo césped se utilizó una base menos rígida (83 KPa) y con mayor capacidad de amortiguación, con el propósito de simular las condiciones reales del césped, es por esto que se seleccionó una espuma de alta densidad como lo es la D26 (26 Kg/m³), la cual fue ubicada sobre la estructura de lámina galvanizada y recubierta mediante césped sintético elaborado a partir de fibras de polietileno. Este material fue seleccionado debido a su resistencia al desgaste, la capacidad para simular visual y mecánicamente una superficie tipo césped. La incorporación de la espuma D26 permitió brindar una simulación más cercana al césped natural, favoreciendo una mayor absorción del impacto durante la marcha y permitiendo un ligero hundimiento del pie durante la fase de apoyo.



Figura 20- Simulación de césped elegida: Elaboración propia apoyada en IA.

Con el fin de justificar la selección de este material, se presenta la tabla 5, en la cual se muestran las propiedades mecánicas de la espuma D26, obtenidas a partir de la ficha técnica suministrada por el fabricante.[23]

Característica	Unidad	Valor
Densidad	Kg/m ³	26
Resistencia a la tensión	k Pa	83

Elongación	%	70
Resistencia al Desgarre	N/mm	0.200
Dureza	N	24

Tabla 5. Adaptado de ficha técnica comercial Espumados S.A

De acuerdo a la ficha técnica comercial y a los métodos de ensayo establecidos en la norma NTC 2019, la espuma D26 es comercialmente conocida por usarse para objetos que necesiten una mayor absorción y durabilidad, como colchones, acolchados y superficies de soporte, esto llevó a que se eligiera dicha espuma debido a la respuesta mecánica de carga repetitiva y una simulación cercana al césped. [23]



Figura 21. Superficie tipo césped antes de los bordes (hundimiento desigual). Elaboración propia.

Adicionalmente, se incorporaron bordes laterales de madera con el fin de evitar desplazamiento del césped sintético durante la marcha y mejorar la estabilidad de la superficie durante las pruebas experimentales. Esta modificación permite mantener la continuidad y garantizar condiciones más estables.



Figura 22- Prueba simulación césped: Elaboración propia .

Posteriormente, se realizó la ubicación de los sensores electromiográficos previo a la colocación de los sensores, se realizó limpieza superficial de la piel con el fin de minimizar interferencias y mejorar la calidad de las señales electromiográficas adquiridas. A partir del análisis de las señales electromiográficas obtenidas durante la caminata sobre la superficie tipo césped, se evidenció un comportamiento de activación coherente con una superficie con menor rigidez en comparación al pavimento. Las señales obtenidas permitieron identificar variaciones periódicas que corresponden a las diferentes fases del ciclo de marcha, evidenciando la activación del recto y bíceps femoral en los procesos de estabilización y control de movimiento.

A continuación, se presenta una comparación de las dos pruebas electromiográficas realizadas en la simulación tipo césped, adquiridas mediante los sensores Trigno ubicados en ambas piernas sobre el recto femoral y el bíceps femoral.

3.1.4 Funcionamiento indicadores EMG durante la marcha en la simulación de césped

Para el análisis de la actividad muscular durante la caminata en la simulación de césped, se procesaron señales de EMG registradas mediante sensores Trigno, los cuales fueron ubicados en el bíceps femoral derecho e izquierdo y en el recto femoral derecho e izquierdo. A partir de la obtención de datos, se calcularon indicadores como la frecuencia media, frecuencia mediana y la frecuencia dominante, las cuales permiten observar diferentes activaciones musculares frente a cada superficie a estudiar.

Para obtener estos indicadores, la señal EMG fue transformada del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia mediante la transformada rápida de Fourier (FFT). Esta herramienta permite descomponer la señal en sus diferentes componentes frecuenciales, mostrando cómo se distribuye la energía/potencia espectral de la señal EMG además, esta descomposición permite extraer indicadores como la frecuencia media (MNF), frecuencia mediana (MDF) y frecuencia dominante.

La FFT se calculó mediante[24]:

$$X[f] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j2\pi kn/N} \quad (3.1)$$

Donde $X[f]$ representa la señal en el dominio de la frecuencia, $x[n]$ corresponde a la señal EMG en el tiempo, N es el número de muestras analizadas y f representa cada componente frecuencial. Se decidió aplicar esta transformada porque permite una representación espectral donde se logra observar la distribución espectral de la señal EMG. [24]

A partir del espectro frecuencial se calcularon tres indicadores principales: la frecuencia media, la frecuencia mediana y la frecuencia dominante.

La frecuencia media es definida como el promedio ponderado de las frecuencias del espectro, donde f_k es cada frecuencia del espectro y $|X_k|$ Es la magnitud espectral asociada a la frecuencia.

$$MNF = \frac{\sum f_k |X_k|}{\sum |X_k|} \quad (3.2)$$

Lo que este indicador biomecánico quiere decir, es que logra identificar dónde se concentra la energía de la señal muscular. Una MNF más alta puede estar relacionada a una mayor participación de componentes rápidos de la señal. [25]

La frecuencia mediana, divide la energía espectral en dos partes iguales, este indicador es menos sensible a picos aislados que la frecuencia dominante. Además permite observar desplazamientos del contenido frecuencial de una señal. [25]

$$\sum_{k=1}^m |X_k| = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^N |X_k| \quad (3.3)$$

Respecto a la frecuencia dominante, esta corresponde a la frecuencia donde se presenta la mayor potencia espectral de la señal EMG.

Este indicador permite identificar dónde se concentra el mayor contenido espectral de la señal EMG. Su utilidad permite reconocer patrones de activación predominantes durante la contracción muscular. Sin embargo, debe de interpretarse con cuidado, porque puede llegar a estar influenciada por ruido o picos puntuales.

Para la obtención de datos IMU, se calculó la magnitud de la aceleración, este indicador permite analizar el comportamiento dinámico general del segmento corporal durante la marcha, integrando las aceleraciones registradas en los tres ejes espaciales. Variaciones importantes en la

magnitud de aceleración pueden relacionarse con cambios biomecánicos asociados a estabilidad, control del movimiento y adaptación frente a diferentes superficies. [26]

$$|a| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (3.4)$$

Para el cálculo del coeficiente de variación de aceleración, se cuantifica el nivel de variabilidad dinámica presente durante la marcha. Para valores elevados indican mayores fluctuaciones de aceleración y una respuesta biomecánica más variable del segmento corporal frente a las condiciones de apoyo.

En superficies deformables o inestables, el coeficiente de variación tiende a incrementarse debido a mayores ajustes dinámicos y demandas de estabilización.

$$Cv = \frac{\sigma}{\mu} \times 100 \quad (3.5)$$

Donde σ , corresponde a la desviación estándar y μ corresponde al promedio de la magnitud de aceleración. [27]

Protocolo SENIAM

- Biceps femoral
- Recto femoral

Biceps femoral

- Posición: decúbito prono.
- Rodilla: flexionada a menos de 90°.
- Ubicación: 50% de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.
- Orientación: siguiendo la dirección de las fibras.
- Distancia interelectrodo: 20 mm.
- Referencia: tobillo o C7.
- Prueba clínica: resistencia contra extensión de rodilla en zona proximal al tobillo.

EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE MARCHA

Sistema interactivo para análisis EMG e IMU de rodilla

Aplicación para cargar archivos CSV de sensores Trigno, visualizar señales, calcular indicadores frecuenciales EMG mediante FFT y analizar la variabilidad inercial mediante acelerometría.

Datos de la sesión

Nombre o código del usuario: Paciente 001 | Rodilla evaluada: Ambas | Superficie principal: Automática por nombre de archivo

Carga de archivos

Arrastre aquí los archivos CSV EMG e IMU o selecciónelos manualmente

Caminat_ed_EMG.csv

La aplicación diferencia automáticamente archivos EMG, IMU y archivos combinados. Si el archivo es IMU, el reporte técnico solo mostrará indicadores IMU. Si el archivo es EMG, se mostrarán FFT, MNF, MDF, frecuencia dominante y espectrograma.

Verificación de columnas detectadas - Caminatacesped_EMG.csv

Resumen general de sensores analizados

Archivo	Tipo	Superficie	Sensor	EMG	Acc	Fs (Hz)	MNF (Hz)	MDF (Hz)	Frec. dominante (Hz)	Mag. aceleración (G)	CV aceleración (%)
---------	------	------------	--------	-----	-----	---------	----------	----------	----------------------	----------------------	--------------------

Figura 23- Vista general página web interactiva: Elaboración propia

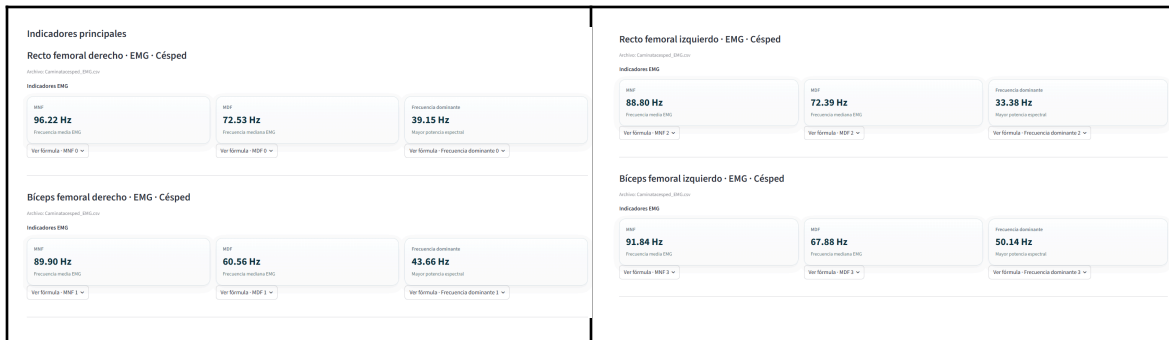


Figura 24- Indicadores EMG caminata 1 simulación césped: Elaboración propia

En la superficie tipo césped, el recto femoral derecho presentó una frecuencia media de 96.22 Hz, una frecuencia mediana de 72.53 Hz y una frecuencia dominante de 39.15 Hz. Estos valores indican que el recto femoral derecho tuvo un contenido frecuencial relativamente alto. Respecto a la MNF se obtuvo 96.22 Hz lo que sugiere una mayor contribución de componentes frecuenciales superiores, esto pudo darse debido a una mayor demanda de estabilización y control durante la fase de apoyo.

El bíceps femoral derecho presentó una MNF de 89.90 Hz, una MDF de 60.65 Hz y una frecuencia dominante de 43.66 Hz. En este caso, la frecuencia media fue menor respecto al recto femoral derecho, lo que sugiere una distribución espectral más baja. La MDF de 60.65 Hz indica que la mitad de la potencia de la señal se ubicó por debajo de esta frecuencia, y al compararse con el recto femoral derecho se evidencia un menor contenido frecuencial, y la frecuencia dominante de 43.66 Hz logra evidenciar que el mayor pico de potencia se ubicó en frecuencias bajas-intermedias, lo que llevaría a una posible asociación de activación funcional del muslo.

En el recto femoral izquierdo, se obtuvo una MNF de 88.80 Hz, una MDF de 72.39 Hz y una frecuencia dominante de 33.38 Hz. Aunque la frecuencia media fue menor que la del recto femoral derecho, la frecuencia mediana fue similar, lo que lleva a indicar que ambos rectos femorales mantuvieron una distribución de potencia comparable alrededor de la zona media del espectro. La diferencia se da en la frecuencia dominante, debido a que el recto femoral izquierdo presentó el valor más bajo de los músculos evaluados, esto debido a que la mayor intensidad espectral del recto femoral se concentró en frecuencias bajas.

Respecto al bíceps femoral izquierdo, presentó una MNF de 91.84 Hz, una MDF de 67.88 Hz y una frecuencia dominante de 50.14 Hz, este músculo obtuvo la frecuencia más alta, indicando que su mayor pico de potencia se ubicó en una frecuencia superior respecto a los demás sensores, sugiriendo una participación importante en la estabilización posterior de la rodilla, La MNF de 91.84 Hz evidencia una actividad muscular importante, mientras que la MDF de 67.88 Hz muestra una distribución de potencia equilibrada.

Señales disponibles

Recto femoral derecho · EMG · Césped

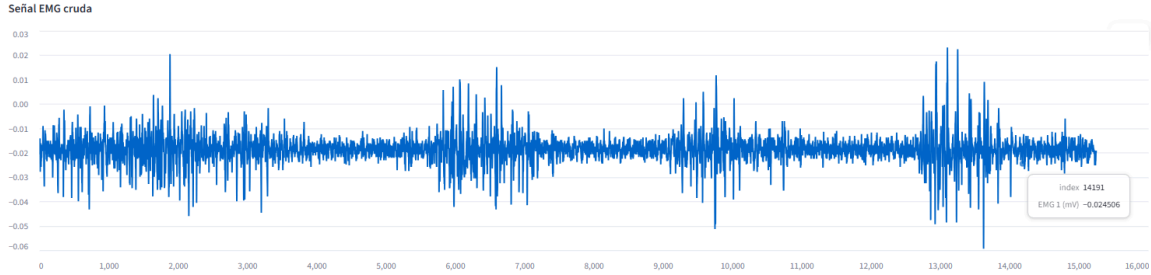


Figura 25- Señal EMG recto femoral derecho - césped: Elaboración propia

La figura 25 corresponde a la señal EMG cruda del recto femoral derecho, se presenta un comportamiento oscilatorio alrededor de la línea de base.

Se observan varias rafagas de activación distribuidas a lo largo del registro, especialmente alrededor de las muestras 1500-2500, 5800-7000, 9300-10200 y 12700-14000, donde la amplitud de la señal aumenta considerablemente. Estos incrementos indican momentos de mayor reclutamiento de unidades motoras del recto femoral.

La amplitud de la señal oscila aproximadamente entre -0.06 mV y 0.03 mV, mostrando mayor variabilidad hacia el final del registro. Este comportamiento se podría asociar a las propiedades mecánicas del césped, ya que al ser una superficie menos rígida y con mayor amortiguación, se debe de hacer un ajuste para mantener la estabilidad y el equilibrio durante el desplazamiento.

Bíceps femoral derecho · EMG · Césped

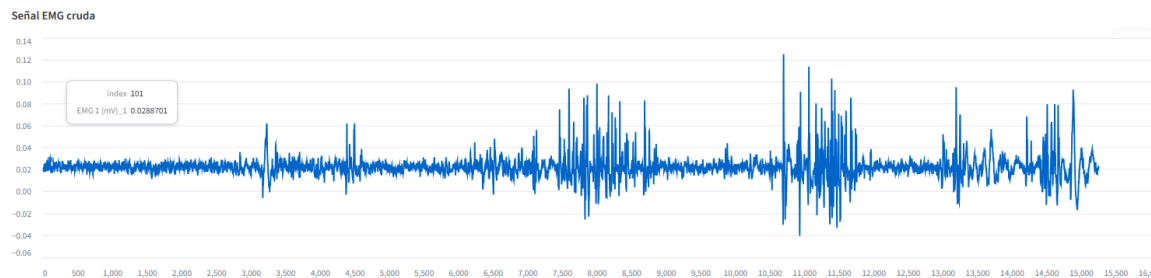


Figura 26- Señal EMG bíceps femoral derecho - césped: Elaboración propia

La figura 26 corresponde a la señal de EMG cruda del bíceps femoral derecho, se presenta una activación muscular continua a largo de la prueba, con oscilaciones alrededor de la línea base y múltiples rafagas de actividad distribuidos durante el registro.

Durante gran parte de la prueba, la señal mantiene una amplitud relativamente estable cercana a 0.02 mV, sin embargo, se logra observar rafagas de activación mucho más notorias entre las muestras 7500-8800 y 10700-11700. En estos segmentos aparecen picos altos de la señal, alcanzando valores cercanos a 0.12 mV, este aumento de amplitud indica un mayor reclutamiento de unidades motoras.[28]

También se evidencia que la señal tiene oscilaciones más dispersas y menos uniformes, especialmente en la segunda mitad del registro. Este comportamiento indica el correcto funcionamiento de la plataforma como representación del suelo.

Hacia el final de la prueba se continúan observando picos de activación importantes, aunque con menor agrupación que en segmentos anteriores, indicando que el músculo mantuvo una actividad funcional durante toda la caminata.

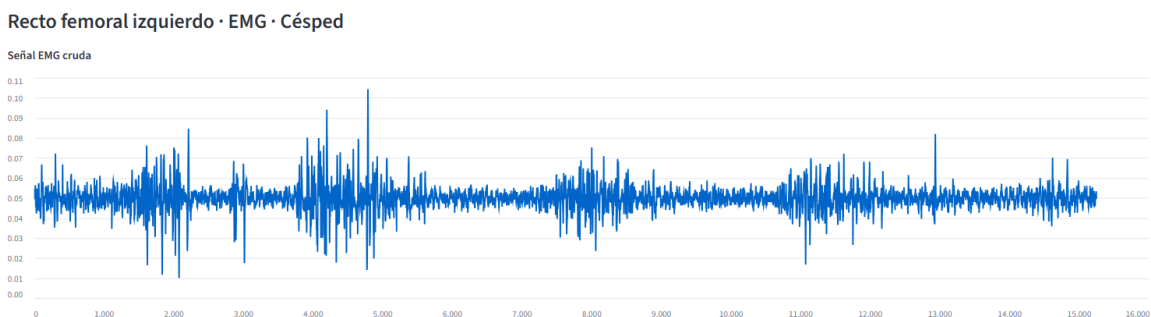


Figura 27- Señal EMG recto femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

La figura 27 corresponde a la señal EMG cruda del recto femoral izquierdo. La señal presenta un comportamiento relativamente estable a lo largo de la gráfica, manteniéndose alrededor de una amplitud media cercana a 0.05 mV, aunque con rafagas de activación más intensas en ciertos momentos.

Los principales incrementos de actividad muscular se observan entre las muestras 1500-2300, 3800-5200, 7400-8500 y 10800-12000. En dichos segmentos aparecen picos positivos y negativos más pronunciados, alcanzando los 0.10 mV. Estas variaciones indican momentos de mayor participación del músculo para contribuir el control y estabilización de la rodilla.

A diferencia del bíceps femoral derecho, esta señal muestra una activación más uniforme, sugiriendo un comportamiento muscular más constante durante la marcha.

También se puede observar que las rafagas de activación se encuentran distribuidas de manera periódica a lo largo de la señal, sin embargo, entre las muestras 3800 y 5200, la amplitud aumenta considerablemente, evidenciando un mayor trabajo debido a la superficie en la que se está realizando la marcha.



Figura 28- Señal EMG bíceps femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

La figura 28 corresponde a la señal EMG cruda del bíceps femoral izquierdo. La señal presenta una activación muscular continua durante toda la prueba, aunque con periodos de mayor intensidad distribuidos en diferentes momentos.

Las principales rafagas de activación se encuentran entre las muestras 2400-3200, 5600-6300, 9300-10300 y 12600-13200. En estos segmentos la amplitud aumenta alcanzando valores cercanos a 0.05 mV y se muestran oscilaciones más amplias respecto al resto de la señal.

Las muestras entre 9300 y 10300 presentan la mayor variabilidad de toda la señal, con picos positivos y negativos más pronunciados. Este comportamiento se da debido a las propiedades amortiguadoras y menos rígidas de esta superficie.

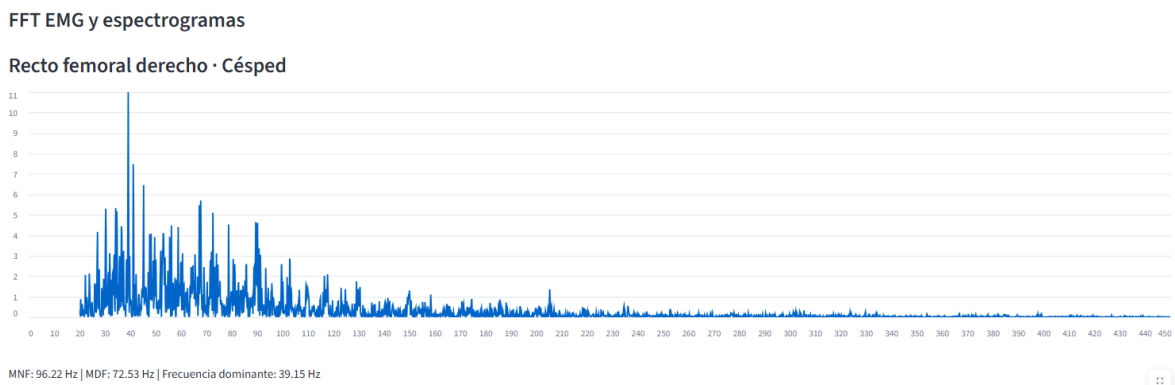


Figura 29- FFT EMG recto femoral derecho - césped: Elaboración propia

La figura 29 corresponde al análisis espectral FFT del recto femoral derecho. Esta gráfica representa la distribución de energía de la señal de EMG en el dominio de la frecuencia, permitiendo identificar cuáles componentes frecuencias tuvieron mayor participación durante la activación muscular.

Se logra observar una mayor concentración de potencia entre 20 Hz y 120 Hz, evidenciando que la actividad muscular del recto femoral se concentró en frecuencias bajas e intermedias. El pico de mayor amplitud se observa cerca de los 39 Hz, corresponde a la frecuencia dominante obtenida en el análisis.

La MNF fue de 96.22 Hz, mientras que la MDF alcanzó 72.53 Hz, estos valores indican que aunque el pico principal de energía se ubica en frecuencias relativamente bajas, la señal presenta componentes distribuidos hacia frecuencias más altas.

También se observa que, a medida que aumenta la frecuencia, la amplitud espectral disminuye. Después de los 150 Hz, la potencia de la señal se reduce considerablemente, manteniéndose muy cerca a cero en gran parte del recorrido hasta los 450 Hz.

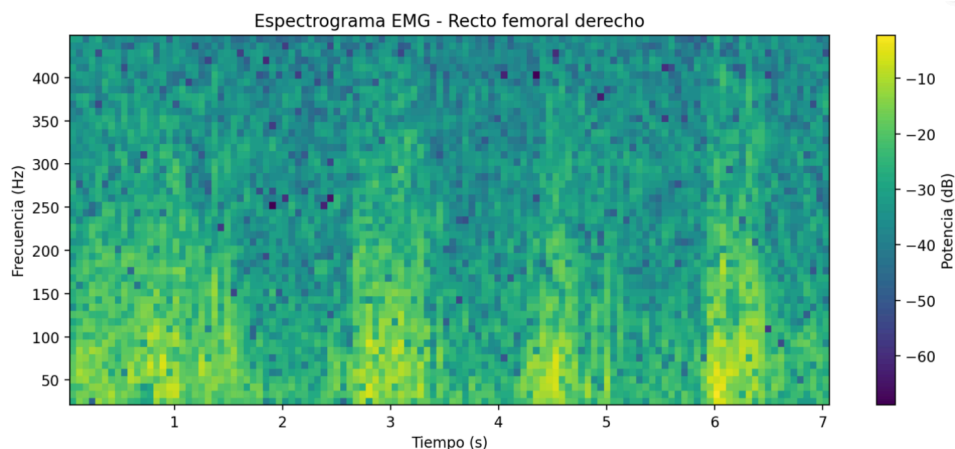


Figura 30- Espectrograma EMG recto femoral derecho - césped: Elaboración propia

Esta figura corresponde al espectrograma EMG del recto femoral, el objetivo es analizar cómo cambia el contenido frecuencial de la señal muscular a lo largo del tiempo, integrando simultáneamente información temporal y espectral. De manera general, se observa que el espectrograma muestra mayor concentración de energía en frecuencias bajas e intermedias, por debajo de 100 Hz. Se observan regiones de mayor intensidad energética aproximadamente entre los segundos 0.5-1.5 s, 2.8-3.5 s, 4.3-4.8 s y 6.0-6.5 s. En estos intervalos aparecen tonalidades amarillas y verde claro, indicando momentos de mayor activación muscular.

A medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 200 Hz, la potencia de la señal disminuye considerablemente, predominando las tonalidades verdes oscuras y azules. Esto indica que las componentes de alta frecuencia tuvieron una menor participación dentro de la señal EMG.

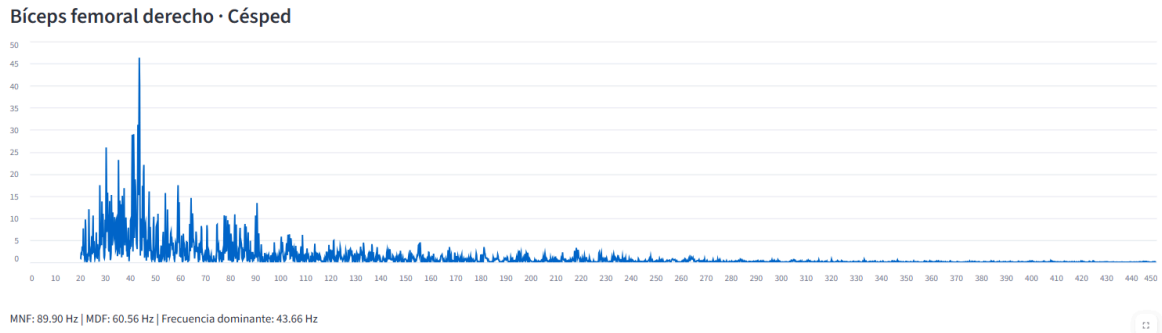


Figura 31- *FFT EMG bíceps femoral derecho - césped: Elaboración propia*

La gráfica presenta una distribución espectral de la señal de EMG, se observa que la mayor potencia espectral se concentra entre 20 Hz y 100 Hz, en estos rangos se evidencian los picos de mayor amplitud. El pico se localiza alrededor de los 43.66 Hz, este valor corresponde a la frecuencia dominante del músculo, lo que indica que el bíceps femoral derecho se desarrolló alrededor de frecuencias bajas e intermedias.

La MNF fue de 89.90 Hz y la MDF de 60.56 Hz, la diferencia entre ambos indicadores muestran que, aunque hay una concentración mayor de energía en las frecuencias bajas, existen componentes distribuidas hacia frecuencias más altas que incrementan el promedio global del espectro. Sin embargo, después de los 150 Hz la potencia de la señal disminuye considerablemente.

En comparación con el recto femoral derecho, está FFT presenta picos espectrales más altos y concentrados en frecuencias bajas, evidenciando una activación muscular más intensa en segmentos específicos del espectro.

También se evidencia una distribución espectral progresivamente decreciente a medida que aumenta la frecuencia. La ausencia de picos anormales en altas frecuencias indica que la señal no está dominada por ruido y posee un contenido muscular predominante.

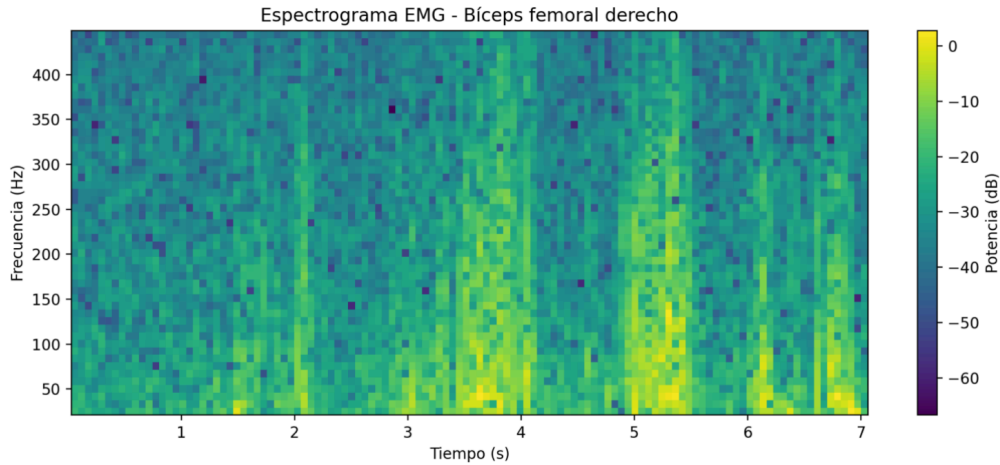


Figura 32- Espectrograma EMG bíceps femoral derecho - césped: Elaboración propia

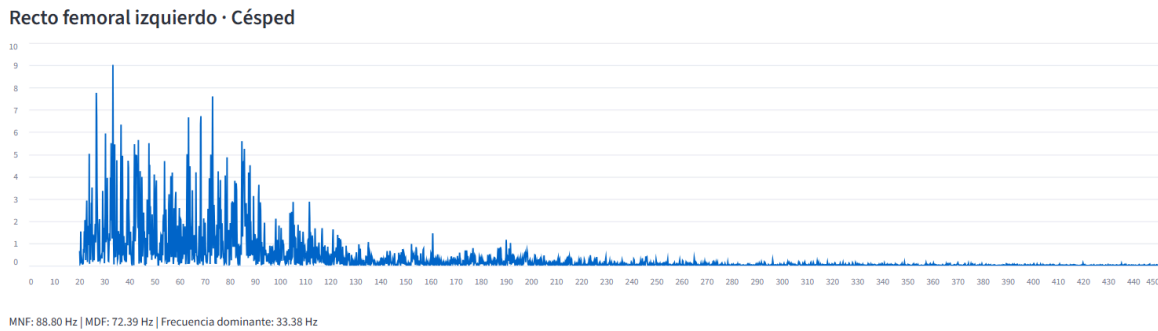


Figura 33- FFT EMG recto femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

Se observa que la mayor concentración de potencia espectral se encuentra principalmente entre los 20 Hz y 100 Hz, donde aparecen picos de mayor amplitud. El pico principal se encuentra alrededor de los 33.38 Hz, lo que corresponde a la frecuencia dominante del músculo.

La MNF obtenida fue de 88.80 Hz y la MDF de 72.39 Hz. La MDF es relativamente alta, lo que evidencia una parte importante de la potencia de la señal se encuentra en frecuencias intermedias, mientras que la MNF muestra que el espectro mantiene componentes distribuidas hacia frecuencias superiores.

También se aprecia que, después de los 120-150 Hz, la amplitud espectral disminuye poco a poco hasta mantenerse cercana a cero en frecuencias más altas. En comparación con el bíceps femoral derecho, esta FFT presenta una distribución espectral más uniforme, con picos de menor amplitud máxima pero más distribuidos dentro del rango funcional.

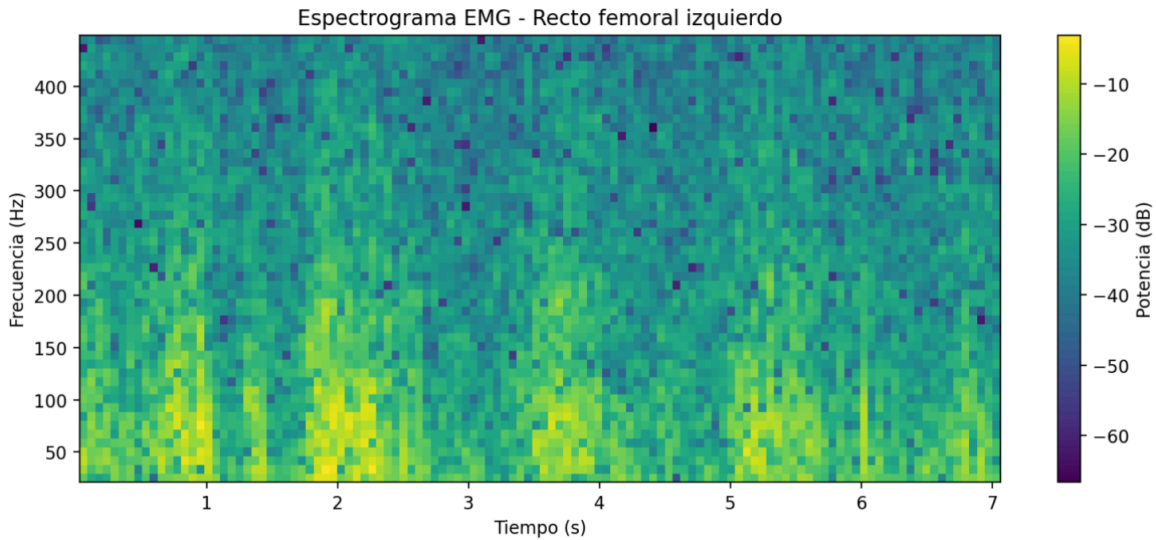


Figura 34- Espectrograma EMG recto femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

En el espectrograma del recto femoral izquierdo se observa que la mayor concentración de potencia se encuentra principalmente en frecuencias bajas e intermedias, especialmente por debajo de los 120 Hz. Los principales incrementos de energía aparecen en estos segundos, 0.5-1.2 s, 1.7-2.4 s, 3.3-4.1 y 5.2-6.0 s. Estas regiones muestran una mayor concentración energética en frecuencias de 40-100 Hz, indicando momentos de mayor reclutamiento del recto femoral izquierdo. También se observa que la potencia disminuye a medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 200 Hz, donde predominan tonalidades más oscuras. A diferencia del espectrograma del recto femoral derecho, esta señal presenta una distribución más uniforme.

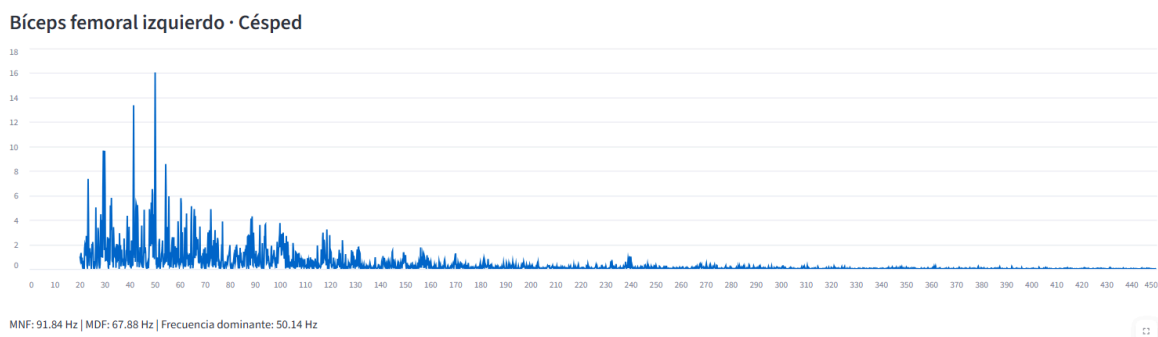


Figura 35- FFT EMG bíceps femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

La gráfica muestra la distribución espectral de la señal EMG del bíceps femoral izquierdo. Se evidencia que la mayor parte de energía se concentra entre 20 Hz y 100 Hz, rango donde aparecen los principales picos espectrales. El pico de mayor amplitud se localiza alrededor de los 50.14 Hz, que corresponde a la frecuencia dominante del músculo.

La MNF fue de 91.84 Hz y la MDF de 67.88 Hz, estos valores muestran que, aunque la mayor parte de la concentración se encuentra en frecuencias relativamente bajas, la señal conserva componentes que se encuentran en frecuencias superiores.

También se aprecia una disminución progresiva de la potencia espectral a medida que aumenta la frecuencia. Después de los 150 Hz, la amplitud se reduce y permanece cercana a cero hasta el límite de análisis en 450 Hz.

En comparación con el recto femoral izquierdo, esta FFT presenta picos espectrales más concentrados y pronunciados en bajas frecuencias, evidenciando una activación más específica de este músculo.

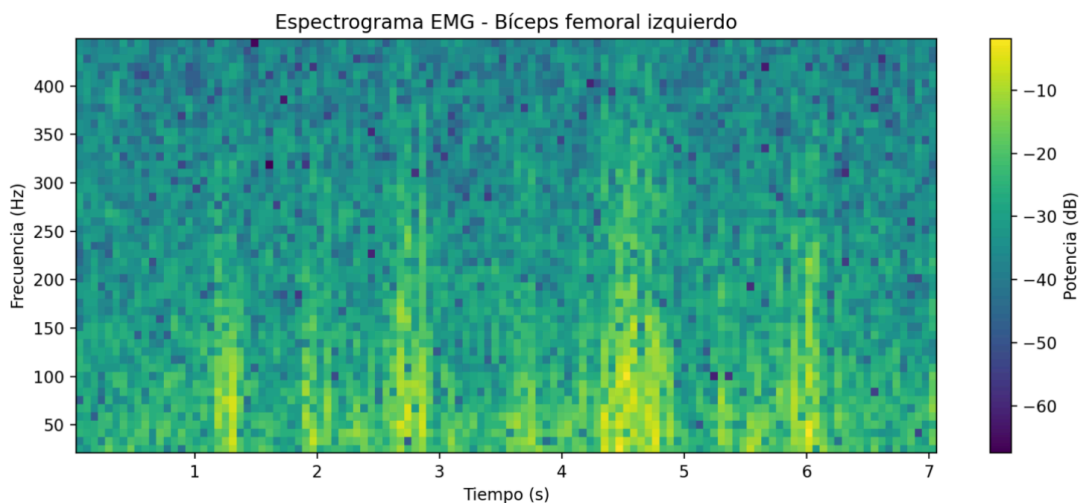


Figura 36- Espectrograma EMG bíceps femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

Esta representación permite observar cómo cambia la distribución de la señal EMG del bíceps femoral izquierdo a lo largo del tiempo y la frecuencia. El espectrograma muestra una mayor concentración de potencia que se encuentra en frecuencias bajas e intermedias, por debajo de 120 Hz. Los principales incrementos de energía se observan alrededor de los segundos 1.0 s, 2.0-3.0 s, 4.5-5.0 s y 6.0-6.3 s, en estos intervalos se evidencia una mayor concentración energética entre 40 Hz y 100 Hz. La región cercana a los 4.5-5.0 s, presenta una de las mayores intensidades del espectrograma. También se aprecia que la potencia disminuye a medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 200 Hz. En comparación con el recto femoral izquierdo, este espectrograma presenta activaciones más focalizadas, sugiriendo una respuesta muscular más variable.

A continuación, se presenta el análisis de los indicadores obtenidos a partir de las señales IMU registradas durante las pruebas experimentales.

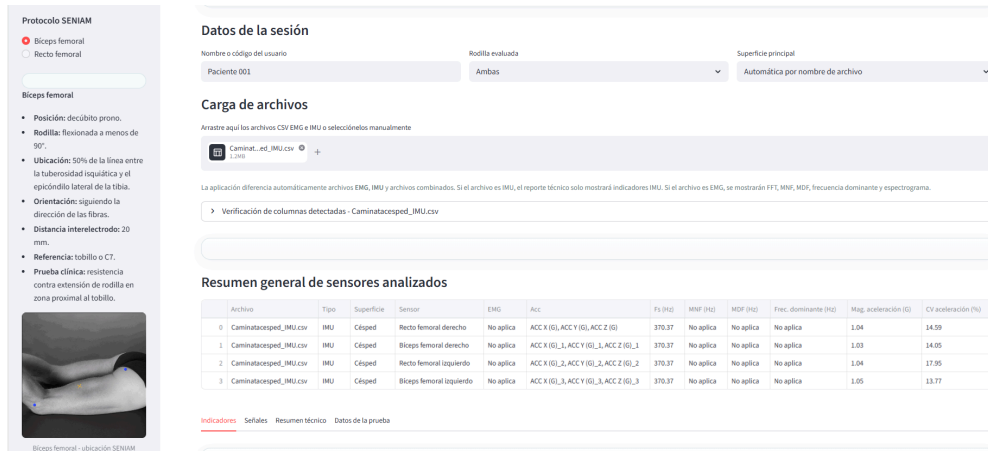


Figura 37- Datos de la sesión: Elaboración propia

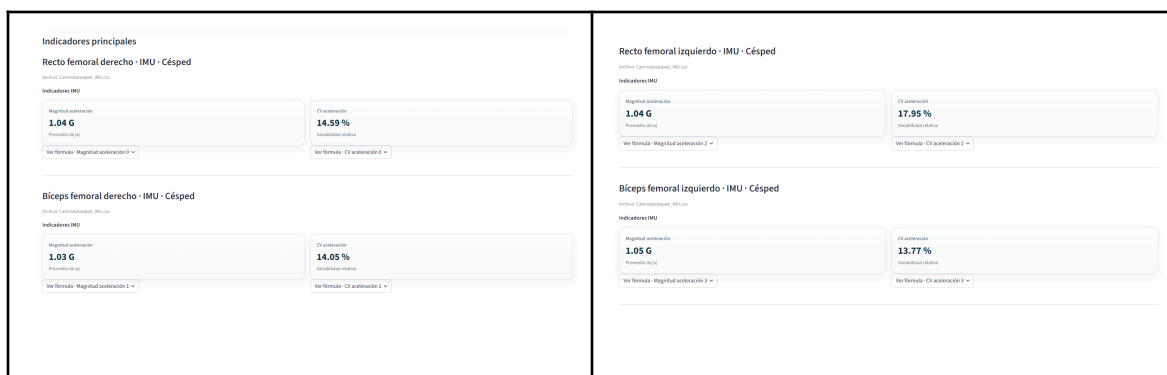


Figura 38- Indicadores señal IMU: Elaboración propia

Seguidamente, se presenta el análisis de las señales IMU registradas durante la marcha, con el fin de evaluar el comportamiento dinámico de los segmentos corporales y las variaciones cinemáticas presentes durante las pruebas experimentales.



Figura 39- Señal IMU segmento del muslo derecho - césped : Elaboración propia

La señal IMU correspondiente al segmento del muslo derecho presenta un comportamiento variable, con oscilaciones continuas en los tres ejes de aceleración y cambios importantes en determinados momentos del recorrido. En el eje X se muestran variaciones frecuentes relacionadas con el desplazamiento y control anteroposterior de la pierna, por otro lado el eje Y presenta oscilaciones asociadas a los ajustes laterales y estabilidad del movimiento. Por su parte, el eje Z mantiene valores predominantemente negativos influenciados por la orientación del sensor.

En las muestras 500–850, 1250–1500 y 1900–2150, se observan perturbaciones simultáneas en los tres ejes, acompañadas de incrementos y caídas abruptas en la magnitud total de aceleración. Alrededor de las muestras 1350–1450, la señal presenta oscilaciones rápidas y picos pronunciados que reflejan aceleraciones bruscas.

Para la gráfica de magnitud de aceleración se muestra una señal estable alrededor de 1 G, aunque con incrementos localizados que alcanzan valores cercanos a 1.8 G. También se observan descensos por debajo del nivel promedio, lo que quiere decir que hay momentos donde el movimiento cambia rápidamente de dirección o disminuye temporalmente la carga dinámica.

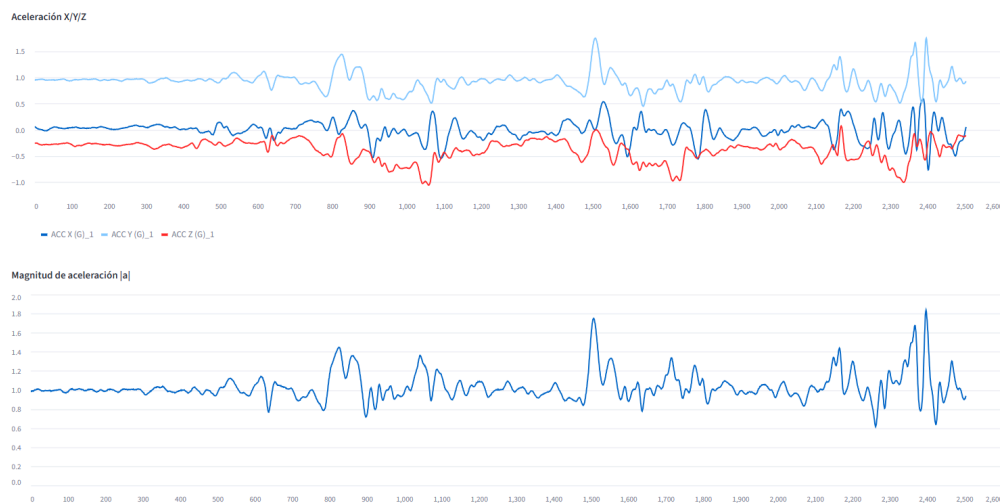


Figura 40- Señal IMU segmento posterior del muslo derecho- césped : Elaboración propia

La señal IMU correspondiente al segmento posterior del muslo derecho muestra un comportamiento estable durante gran parte del recorrido. Los tres ejes de aceleración presentan oscilaciones continuas propias del ciclo de marcha, siendo el eje Z el más dominante debido a la influencia gravitacional. El eje X presenta fluctuaciones moderadas relacionadas con el desplazamiento anteroposterior de la pierna, mientras que el eje Y evidencia cambios más notorios en determinados segmentos.

Las perturbaciones más notorias aparecen entre las muestras 800–1200, 1450–1650 y 2250–2500, donde se observan cambios abruptos y oscilaciones simultáneas en los tres ejes.

Respecto la gráfica de magnitud de aceleración se confirma este comportamiento, muestra una señal cercana a 1 G durante gran parte de la caminata, indicando una marcha relativamente controlada y estable. Sin embargo, en dichas regiones aparecen incrementos que alcanzan valores cercanos a 2 G, especialmente alrededor de las muestras 1500 y 2400, evidenciando aceleraciones más bruscas.

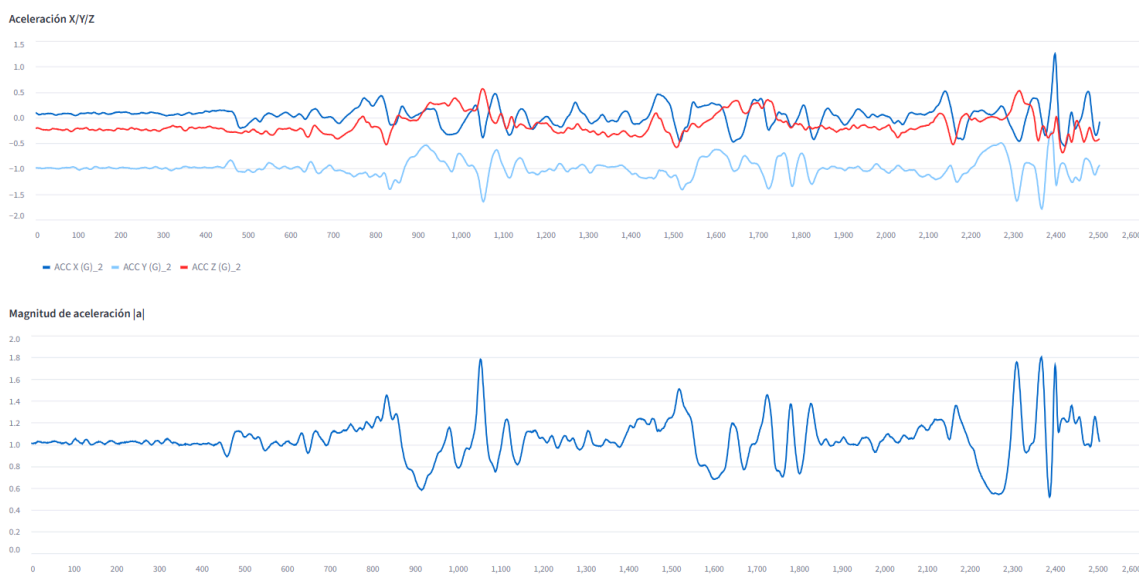


Figura 41- Señal IMU región anterior del muslo izquierdo- céspedes : Elaboración propia

La señal IMU correspondiente a la región anterior del muslo izquierdo presenta un comportamiento con variaciones moderadas. En los tres ejes se observan oscilaciones continuas relacionadas con el ciclo de marcha y con los procesos de estabilización del miembro inferior sobre una superficie menos rígida y con capacidad de amortiguación.

Entre las muestras 850–1150, 1500–1850 y 2250–2500, se observan cambios simultáneos en los tres ejes acompañados de incrementos importantes en la magnitud total de aceleración. Particularmente, el tramo final cercano a las muestras 2300–2450 presenta los picos más altos de toda la señal, con valores cercanos a 2 G y variaciones rápidas.

Respecto la gráfica de magnitud de aceleración se evidencia una señal relativamente estable alrededor de 1 G durante gran parte del recorrido, aunque con caídas y aumentos bruscos distribuidos a lo largo del registro. Estos cambios reflejan adaptaciones constantes del recto femoral izquierdo para mantener la estabilidad de la rodilla.

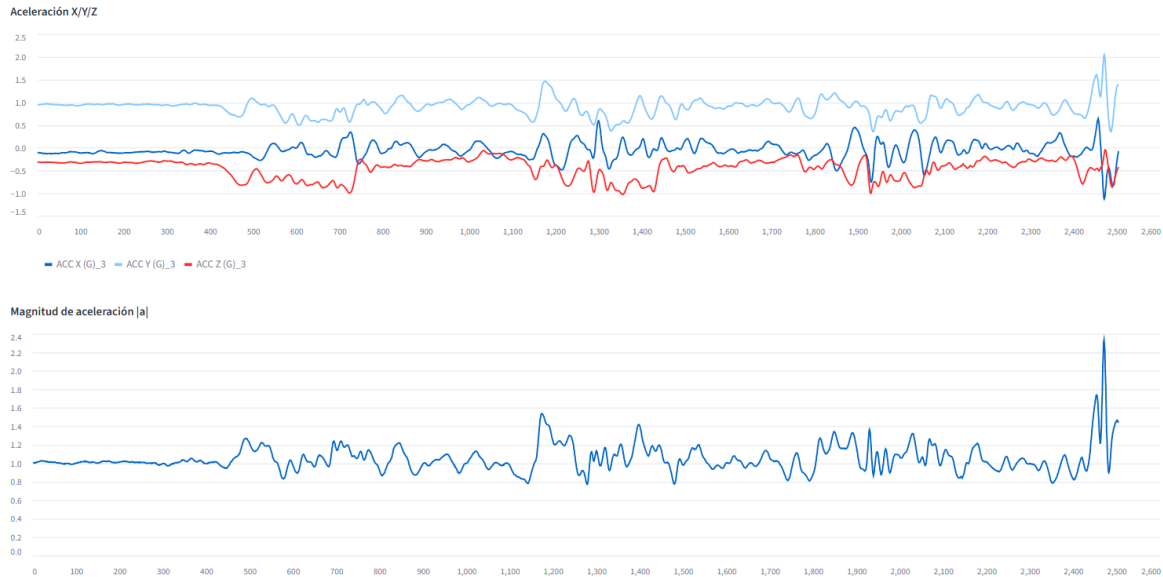


Figura 42- Señal IMU segmento anterior del muslo derecho- césped : Elaboración propia

La señal IMU corresponde al segmento anterior del muslo derecho, el cual tiene un comportamiento relativamente estable durante gran parte del recorrido, aunque con incrementos importantes de aceleración en ciertos momentos específicos. Las oscilaciones observadas en los tres ejes corresponden al patrón dinámico normal de la marcha, mostrando variaciones moderadas relacionadas con el control y estabilización del miembro inferior.

Para las muestras 1100–1400, 1750–2050 y principalmente entre 2450–2550, aparecen cambios simultáneos en los tres ejes acompañados de incrementos marcados en la magnitud total de aceleración. En el segmento final se presentan los picos más altos de toda la señal, alcanzando valores superiores a 2 G.

Respecto a la gráfica de magnitud de aceleración se muestra una señal cercana a 1 G durante la mayor parte de la caminata, lo que evidencia una marcha relativamente estable y controlada. Sin embargo, el aumento abrupto de la aceleración en el tramo final refleja una respuesta muscular importante.

3.1.5 Prueba con superficie tipo pavimento

Para la simulación de una superficie rígida tipo pavimento se implementó el uso de cerámica adaptada a las dimensiones de la estructura de lámina galvanizada, debido a que este material presenta propiedades mecánicas asociadas a superficies pavimentadas reales, como una alta rigidez estructural, baja capacidad de deformación y reducida absorción de impacto.[29]

Propiedad mecánica	Valor reportado	Relación biomecánica
Módulo de rotura	$\geq 25 \text{ N/mm}^2$	Alta rigidez estructural
Resistencia a rotura	$\geq 900 \text{ N}$	Baja deformación bajo carga
Resistencia a la abrasión	Clase 5	Superficie resistente al desgaste
Tipo de tráfico	Comercial moderado	Soporta cargas repetitivas
Espesor nominal	$9,0 \pm 0,3 \text{ mm}$	Mayor estabilidad mecánica

Tabla 6. Adaptado de ficha técnica comercial ceramica



Figura 43- Caminata simulación pavimento Fuente: Elaboración propia

A diferencia de las pruebas preliminares realizadas con las plataformas de fuerza, en estas pruebas finales, se corrigió la continuidad de la cerámica a lo largo de toda la base, evitando espacios entre baldosas, lo que lleva a obtener coherentes de la marca natural. Esta mejora hizo que la marcha, se diera de manera más fluida y estable, disminuyendo ajustes involuntarios como la reducción en longitud del paso o modificaciones posturales.

A continuación, se presenta el análisis de los indicadores obtenidos a partir de la señal EMG correspondiente a la caminata 1 realizada sobre la simulación de superficie tipo pavimento.

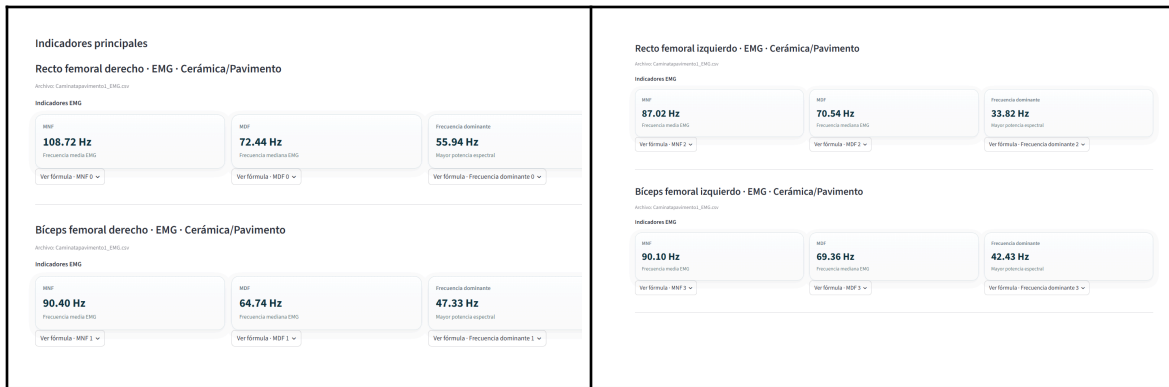


Figura 44- Indicadores EMG caminata 1 simulación pavimento Fuente: Elaboración propia

En la caminata número 1, correspondiente al análisis de EMG sobre la superficie cerámica/pavimento, el recto femoral derecho presentó los valores más altos de la frecuencia media y frecuencia mediana (MNF = 108.72 Hz y MDF = 72.44 Hz), además de una frecuencia dominante de 55.94 Hz. Debido a que valores más altos de MNF Y MDF suelen asociarse con un mayor reclutamiento de unidades motoras y una activación muscular más intensa, estos resultados sugieren una mayor exigencia funcional del rescto femoral derecho durante la marcha, posiblemente relacionada con la estabilización de la rodilla y el soporte del peso corporal en la fase de apoyo.

Por otro lado, el bíceps femoral derecho presentó valores menores (MNF = 90.40 Hz, MDF = 64.74 Hz y frecuencia dominante = 47.33 Hz), lo que indica una activación moderada del músculo. Esto puede relacionarse con su función en el control de la flexión de la rodilla y el movimiento de balanceo de la pierna durante la marcha.

En miembro inferior izquierdo, el recto femoral presentó valores de MNF = 87.02 Hz y MDF = 70.54 Hz, con una frecuencia dominante de 33.82 Hz. Aunque la MDF fue cercana a la obtenida en el lado derecho, la menor frecuencia dominante indica que la mayor parte de la potencia espectral se concentró en frecuencia más bajas, lo que puede interpretarse como una activación menos intensa o más estable del músculo durante la caminata.

Finalmente, el bíceps femoral izquierdo mostró valores similares a los del lado derecho (MNF = 90.10 Hz, MDF = 69.36 Hz y frecuencia dominante = 42.43 Hz). Esta similitud sugiere un comportamiento relativamente simétrico de los músculos isquiotibiales durante la marcha sobre pavimento, evidenciando una respuesta muscular posterior equilibrada entre ambos miembros inferiores.

Seguidamente, se presenta el análisis de cada una de las señales EMG registradas durante la caminata 1, permitiendo evaluar la variabilidad y el comportamiento de la activación muscular durante la marcha.



Figura 45- Señal EMG recto femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

La señal EMG del recto femoral derecho presenta una actividad basal relativamente estable durante gran parte de registro, caracterizada por amplitudes moderadas y periodos de baja activación muscular. Sin embargo, se observan incrementos notorios de la señal aproximadamente entre las muestras 3.000–4.000, 5.500–6.500 y 8.500–10.000, donde aparecen picos de mayor amplitud.

Estos aumentos de actividad sugieren momentos de mayor reclutamiento de unidades motoras del recto femoral derecho, posiblemente asociados con las fases de apoyo de la marcha, la extensión de la rodilla y el control del avance del miembro inferior. Después de las 10.000 muestras, la señal disminuye y mantiene un comportamiento uniforme, lo que podría indicar una reducción en la demanda muscular o una fase de marcha más estable y controlada.

[28]

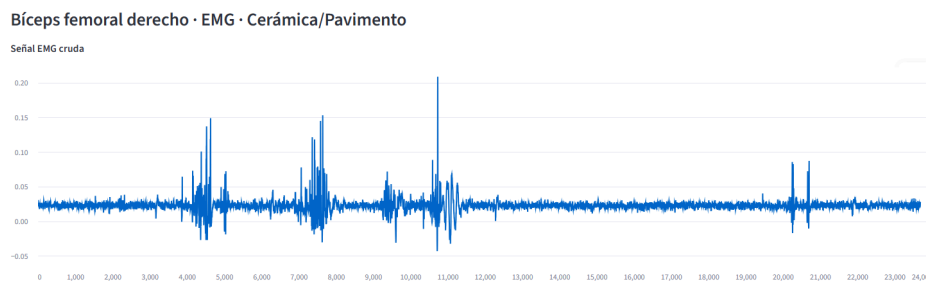


Figura 46- Señal EMG bíceps femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

La señal correspondiente al bíceps femoral derecho muestra inicialmente una línea base relativamente estable y de baja amplitud. No obstante, se identifican picos de activación importantes alrededor de las muestras 4.000–5.000, 7.000–8.000, 10.000–11.500 y 20.000–21.000.

El pico de mayor amplitud se presenta aproximadamente cerca de las 11.000 muestras, lo que sugiere una contracción muscular fuerte y puntual del bíceps femoral derecho. Este comportamiento puede relacionarse con funciones biomecánicas propias del músculo durante la marcha, como el control de la flexión de la rodilla, la desaceleración de la pierna en la fase de balanceo y la estabilización posterior de la articulación de la rodilla.

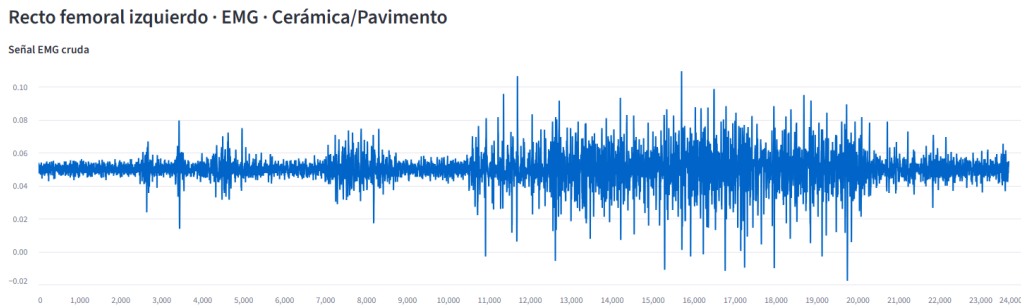


Figura 47- Señal EMG recto femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La señal EMG del recto femoral izquierdo presenta un comportamiento diferente respecto al lado derecho, mostrando una activación más sostenida a lo largo del registro. Durante el inicio permanece relativamente estable; sin embargo, a partir de aproximadamente las 11.000 muestras se observa un incremento considerable de la amplitud, el cual se mantiene hasta cerca de las 20.000 muestras.

Este patrón sugiere una activación prolongada del recto femoral izquierdo, posiblemente relacionada con una mayor demanda de estabilización de la rodilla y control postural durante la marcha. Además, las oscilaciones amplias observadas en la señal indican una mayor variabilidad en la activación muscular y un reclutamiento más continuo de las unidades motoras. En comparación con el derecho, el músculo izquierdo parece mantenerse activo durante un periodo más prolongado.

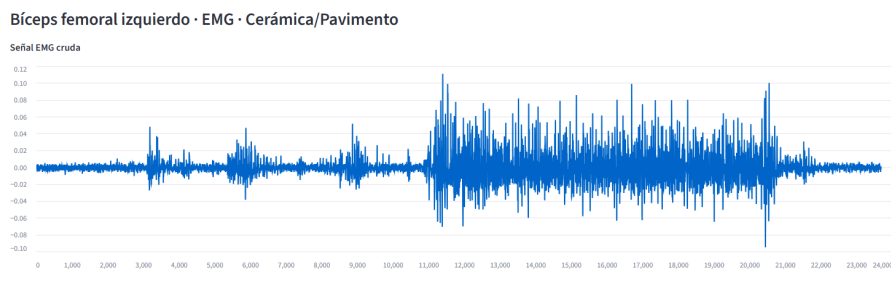


Figura 48- Señal EMG bíceps femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La señal del bíceps femoral izquierdo presenta inicialmente niveles bajos de activación muscular, acompañados de algunos picos aislados entre las muestras 3.000 y 9.000. Posteriormente, desde aproximadamente las 11.000 muestras, se evidencia un aumento marcado y sostenido de la amplitud de la señal, el cual se prolonga hasta cerca de las 20.000-21.000 muestras.

Este comportamiento corresponde a una de las activaciones más prolongadas observadas entre las señales analizadas, sugiriendo una participación importante del bíceps femoral izquierdo durante la estabilización posterior de la rodilla y el control del movimiento en la fase de balanceo de la marcha. La amplitud elevada y mantenida puede asociarse con una demanda muscular considerable y un reclutamiento continuo de las unidades motoras en el miembro inferior izquierdo.

Finalmente, se presenta el análisis de las señales FFT y los espectrogramas EMG correspondientes a la caminata 1 sobre la simulación tipo pavimento, permitiendo evaluar la distribución frecuencial y el comportamiento espectral de la actividad muscular durante la marcha.

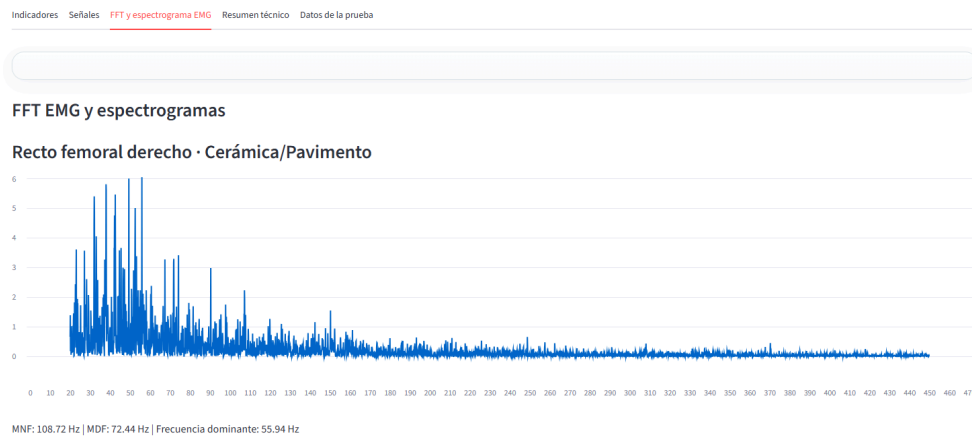


Figura 49- FFT EMG recto femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

El análisis espectral mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT) evidencia que la mayor parte de energía de la señal EMG del recto femoral derecho se concentra principalmente en el rango de frecuencias entre 20 y 110 Hz, con varios picos importantes entre 30 Hz y 60 Hz. La frecuencia dominante fue de 55.94 Hz, indicando que esta es la componente de mayor activación durante la marcha.

Además, la MDF de 72.44 Hz y la MNF de 108.72 Hz evidencian una señal con predominio de frecuencias bajas y media, asociadas a una activación muscular estable y organizada. A partir de los 120 Hz la potencia disminuye progresivamente, mientras que por encima de 200 Hz la señal presenta amplitudes bajas, indicando menor participación de componentes de alta frecuencia.

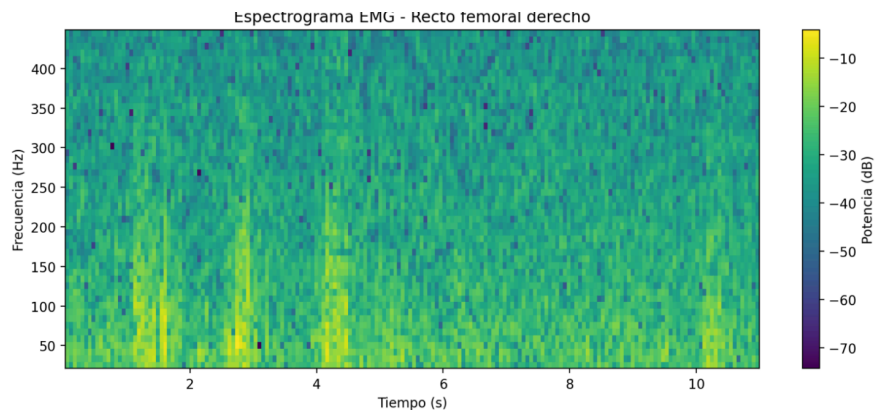


Figura 50- Espectrograma EMG recto femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma EMG de recto femoral derecho muestra que la mayor concentración de potencia muscular se mantiene en las frecuencias bajas y medias, principalmente por debajo de 150 Hz, durante casi toda la prueba. Las zonas de calor amarillo y verde claro representan los momentos de mayor activación muscular, observándose incrementos importantes alrededor de los segundos 1-2, 4-5 y cerca del segundo 10, asociados a fases de mayor esfuerzo o estabilidad durante la marcha.

A medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de los 200 Hz, la potencia disminuye considerablemente, evidenciando una menor participación de componentes de alta frecuencia. Además, la distribución energética se mantiene relativamente continua en el tiempo, lo que sugiere una activación muscular estable y coordinada del recto femoral.

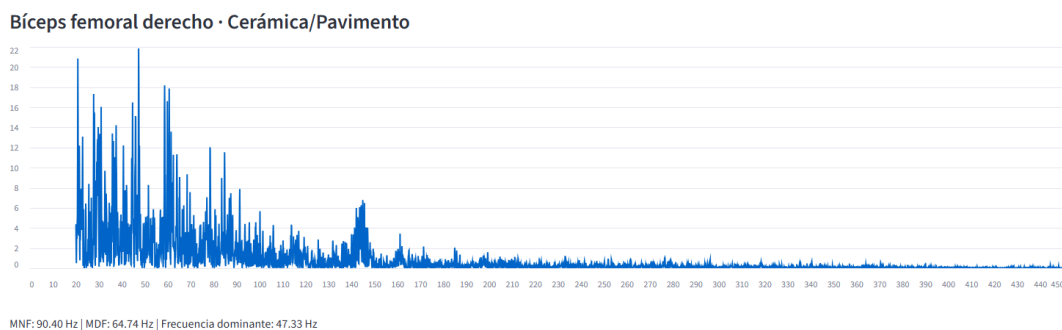


Figura 51- FFT EMG bíceps femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

El análisis espectral mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT) del bíceps femoral derecho muestra que la mayor parte de la actividad muscular se concentra en frecuencias bajas y medias, principalmente entre 20 y 100 Hz, donde se observan los picos de mayor amplitud espectral. La

señal presenta un frecuencia dominante de 47.33 Hz, indicando que esta fue la componente con mayor aporte energético durante la marcha.

La MDF de 64.74 Hz y la MNF de 90.40 Hz evidencian una distribución espectral ligeramente más baja que la observada en el recto femoral, sugiriendo una activación muscular más enfocada en frecuencias medias-baja. Además, se aprecia un pico secundario cercano a los 145 Hz, los que podría relacionarse con momentos específicos de activación dinámica durante el ciclo de marcha. A partir de los 150 Hz, la potencia disminuye considerablemente y la señal se mantiene estable hasta las frecuencias más altas, indicando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

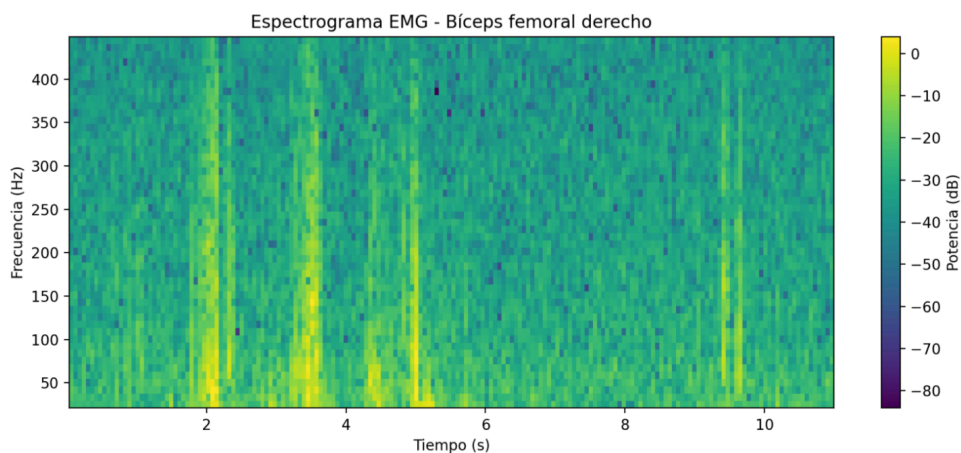


Figura 52- Espectrograma EMG bíceps femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma EMG del bíceps femoral muestra que la mayor concentración de potencia muscular se localiza principalmente por debajo de los 150 Hz, manteniéndose durante gran parte de la prueba. Las zonas de mayor intensidad, representadas en tonos amarillo, aparecen aproximadamente en los segundos 2, 4,5 y 10, evidenciando periodos de mayor activación muscular asociados al ciclo de marcha.

También se observa que algunas activaciones alcanzan frecuencias cercanas a los 300-400 Hz, aunque con menor intensidad, indicando la presencia de componentes de alta frecuencia menos predominantes. En general, la energía espectral disminuye progresivamente a medida que aumenta la frecuencia. Este comportamiento sugiere una activación muscular organizada y variable en el tiempo.

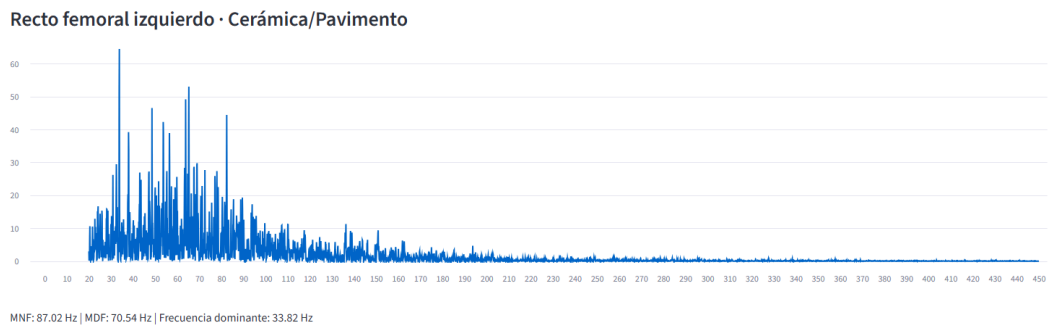


Figura 53- FFT EMG recto femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

El análisis espectral mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT) del recto femoral izquierdo muestra una alta concentración de energía en frecuencias bajas y medias, principalmente entre 20 y 100 Hz, donde se presentan los picos de mayor amplitud espectral. La señal presenta una frecuencia dominante de 33.82 Hz, indicando que la mayor potencia muscular se concentró en componentes de baja frecuencia durante la marcha.

La MDF de 70.54 Hz y la MNF de 87.02 Hz evidencian una distribución espectral relativamente estable, aunque ligeramente más desplazada hacia frecuencias bajas en comparación al recto femoral derecho. Además se observan múltiples picos pronunciados entre 35 Hz y 80 Hz, reflejando periodos de activación muscular importantes asociados a la actividad muscular funcional del cuádriceps durante el desplazamiento. A partir de los 120 Hz, la amplitud espectral disminuye progresivamente y la señal se mantiene con baja potencia hasta las frecuencias más altas, indicando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

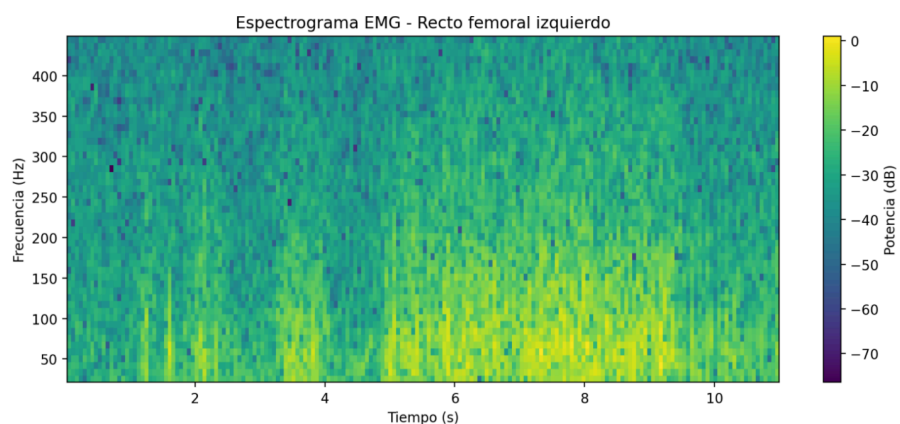


Figura 54- Espectrograma EMG recto femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma del recto femoral izquierdo muestra que la mayor concentración de potencia muscular se mantiene principalmente en frecuencias inferiores a 150 Hz, especialmente entre 40 y 120 Hz, rango donde se observa la mayor intensidad energética de la señal EMG.

Durante los primeros segundos la activación es más puntual y de menor intensidad; sin embargo, a partir de aproximadamente los 5 s se evidencia un incremento más continuo de energía espectral, representado por las zonas amarillas y verde claro. Esto indica una mayor participación muscular del recto durante esa parte de la marcha. Aunque aparecen componentes que alcanzan frecuencias superiores a 200 Hz, estas presentan menor intensidad, por lo que la mayor parte de la actividad muscular permanece concentrada en frecuencias bajas y medias.

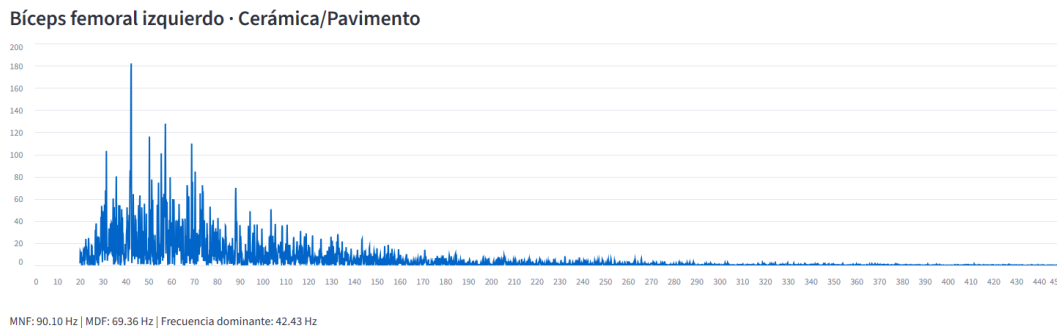


Figura 55- FFT EMG bíceps femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

El análisis espectral mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT) del bíceps femoral izquierdo muestra una alta concentración de energía en frecuencias bajas y medias, principalmente entre 20 y 100 Hz, donde se encuentran los picos de mayor amplitud espectral. La señal presenta una frecuencia dominante de 42.43 Hz, indicando que la mayor potencia muscular se concentró en componentes de baja frecuencia durante la marcha.

La MDF de 69.36 Hz y la MNF de 90.10 Hz evidencian una distribución espectral estable y coherente con la actividad EMG funcional durante la caminata. Además, se observan múltiples picos pronunciados entre 40 Hz y 80 Hz, reflejando periodos de activación muscular importantes. A partir de los 150 Hz, la amplitud espectral disminuye progresivamente y la señal mantiene una potencia baja hasta las frecuencias más altas, indicando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

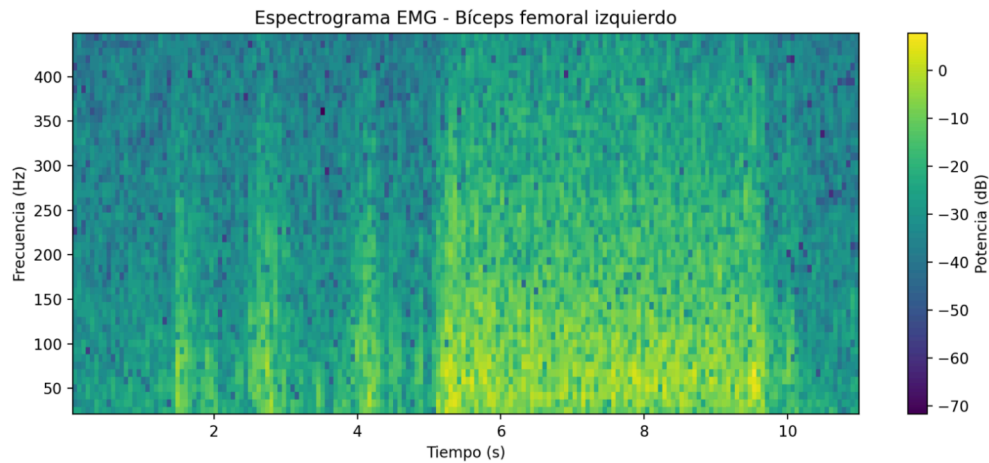


Figura 56- Espectrograma EMG bíceps femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma del bíceps femoral izquierdo muestra que la mayor concentración de potencia muscular se localiza principalmente en frecuencias inferiores a 150 Hz, entre 40 y 120 Hz, donde se observa la mayor intensidad energética de la señal.

Durante los primeros segundos la activación muscular es más dispersa y variable; sin embargo, entre los segundos 5 y 9 se evidencia un incremento más continuo de la energía espectral, representado por las zonas amarillas y verde claro. Esto indica una mayor activación del bíceps femoral izquierdo durante esa fase de la marcha. Aunque aparecen componentes en frecuencias superiores a 200 Hz, estas presentan menor intensidad, por lo que la mayor parte de la actividad muscular permanece concentrada en frecuencias bajas y medias.

Indicadores Señales FFT y espectrograma EMG **Resumen técnico** Datos de la prueba

Resumen técnico consolidado

El resumen técnico se adapta al tipo de archivo cargado. Si el archivo es IMU, no se reportan FFT, MNF, MDF ni espectrograma. Si el archivo es EMG, no se reportan métricas de aceleración. La sección IMU repetida fue eliminada para evitar duplicidad de información.

Recto femoral derecho · EMG · Cerámica/Pavimento

- El componente EMG del sensor Recto femoral derecho fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 108.72 Hz, la frecuencia mediana fue de 72.44 Hz y la frecuencia dominante fue de 55.94 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Bíceps femoral derecho · EMG · Cerámica/Pavimento

- El componente EMG del sensor Bíceps femoral derecho fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 90.40 Hz, la frecuencia mediana fue de 64.74 Hz y la frecuencia dominante fue de 47.33 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Recto femoral izquierdo · EMG · Cerámica/Pavimento

- El componente EMG del sensor Recto femoral izquierdo fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 87.02 Hz, la frecuencia mediana fue de 70.54 Hz y la frecuencia dominante fue de 33.82 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Bíceps femoral izquierdo · EMG · Cerámica/Pavimento

- El componente EMG del sensor Bíceps femoral izquierdo fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 90.10 Hz, la frecuencia mediana fue de 69.36 Hz y la frecuencia dominante fue de 42.43 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Figura 57- Resumen técnico consolidado caminata 1- cerámica: Elaboración propia

En la figura 57 se presenta el resumen técnico consolidado generado por la página web para la caminata 1 en la superficie tipo cerámica/pavimento. En este apartado se muestran los indicadores frecuenciales obtenidos mediante FFT para cada músculo evaluado: frecuencia media, frecuencia mediana y frecuencia dominante. Estos resultados permiten sintetizar el contenido frecuencial de la activación muscular del recto femoral derecho, bíceps femoral derecho, recto femoral izquierdo y bíceps femoral izquierdo durante la marcha.

A continuación, se presenta el análisis de los indicadores obtenidos a partir de las señales IMU registradas durante la prueba experimental.

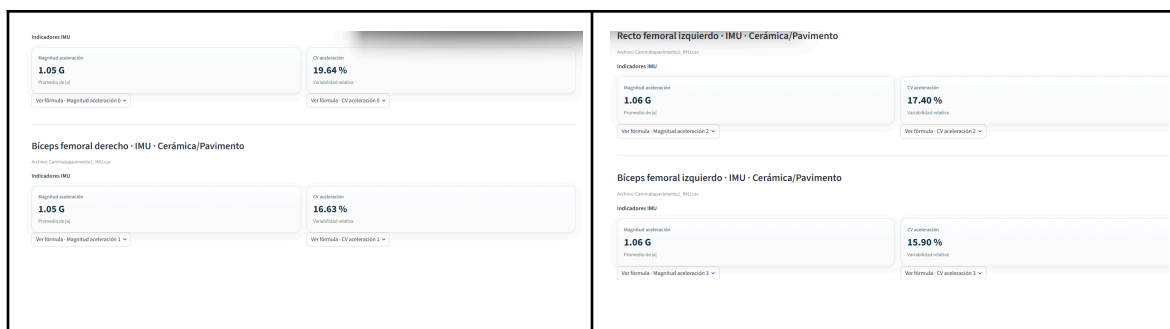


Figura 58- Indicadores EMG caminata 1 simulación pavimento Fuente: Elaboración propia

En la caminata 1, correspondiente a la prueba realizada sobre superficie rígida tipo cerámica/pavimento, el análisis de los datos obtenidos mediante las unidades de medición inercial (IMU) mostró una magnitud de la aceleración prácticamente simétrica entre todos los sensores evaluados. Los valores registrados se encontraron entre 1.05 y 1.06 G (Unidad de aceleración gravitacional terrestre), lo que indica que ambos miembros inferiores experimentaron una intensidad de movimiento muy similar durante la marcha.

Esta similitud en la magnitud de aceleración sugiere que la caminata se desarrolló de manera globalmente estable, sin impactos excesivos y alteraciones bruscas en el movimiento. Además, refleja una adecuada distribución general de las cargas mecánicas entre ambos lados del cuerpo durante el desplazamiento sobre la superficie rígida.

Sin embargo, al analizar el coeficiente de variación (CV), se evidencian diferencias importantes en la estabilidad y variabilidad del movimiento entre los segmentos evaluados. La región anterior del muslo derecho presentó el valor más alto de variabilidad (CV = 19.64%), lo que indica un comportamiento más dinámico y con mayores ajustes durante la marcha. Esto se puede asociar con una participación más reactiva del miembro inferior derecho.

Por otro lado, la región posterior presentó la menor variabilidad (CV = 15.90%), reflejando un patrón de movimiento más uniforme y estable. El lado izquierdo mostró menores valores de variabilidad, tanto en la región anterior del muslo (17.40%) como en la región posterior (15.90%),

lo que sugiere una función más orientada hacia la estabilización continua del movimiento durante la caminata. En contraste, el lado derecho presentó valores de variabilidad más elevados, indicando un comportamiento mecánico más adaptable y dinámico.

Seguidamente, se presenta el análisis de cada una de las señales IMU registradas durante la caminata.



Figura 59- Señal IMU región anterior del muslo derecho - cerámica: *Elaboración propia*

La gráfica correspondiente al sensor IMU ubicado en la región anterior del muslo derecho durante la caminata 1 muestra el comportamiento de las tres componentes del acelerómetro (ejes X,Y y Z) y de la magnitud total de la aceleración $|a|$.

En el análisis de las componentes individuales, se observa que el eje Y permanece principalmente alrededor de $-1G$. Este comportamiento indica que dicha componente está fuertemente influenciada por la aceleración gravitacional y por la orientación del sensor sobre la región del muslo durante la marcha. Por otro lado, el eje X presenta oscilaciones frecuentes alrededor de $0G$, con múltiples picos positivos y negativos, reflejando los cambios dinámicos asociados al desplazamiento anteroposterior del miembro inferior. El eje Z también evidencia variaciones en la aceleración, aunque con menor amplitud respecto a los otros ejes.

La señal presenta un comportamiento no completamente uniforme, identificándose aumentos importantes en la aceleración aproximadamente entre las muestras 1000–1150, 1550–1700, 2100–2300, 2850–2950 y especialmente cerca de 3500–3600. Estos picos representan momentos de mayor carga mecánica o cambios bruscos en movimiento del segmento, posiblemente

relacionados a las fases de apoyo, la transferencia del peso corporal y ajustes posturales durante la caminata.

En la gráfica de la magnitud de aceleración $|a|$, los valores se mantienen la mayor parte del tiempo entre 1.0 y 1.1 G, coherentes con el promedio registrado de 1.05G. Esto indica que la intensidad general de la marcha fue relativamente estable. Sin embargo, también se observan picos que superan 1.5 G y alcanzan aproximadamente 2.1 G, principalmente alrededor de las muestras 2200 y 3500. Estos eventos evidencian episodios de mayor aceleración.



Figura 6o- Señal IMU región anterior del muslo izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La gráfica correspondiente al sensor IMU ubicado en la región anterior del muslo izquierdo durante la caminata 1 muestra el comportamiento de las tres componentes del acelerómetro (ejes X,Y y Z) y de la magnitud total de la aceleración $|a|$.

En las componentes X,Y,y Z se observa que el eje Y permanece principalmente cerca de -1 G, lo que indica una fuerte influencia de la gravedad y una orientación estable del sensor durante la marcha. Los ejes X y Z oscilan alrededor de valores cercanos a 0 G, mostrando los cambios dinámicos del segmento durante el desplazamiento.

La señal presenta varios eventos de aceleración, pero el más importante ocurre aproximadamente entre las muestras 2450 y 2600. En ese punto se observa un pico muy marcado, el eje X sube hasta cerca de 1.5 G, el eje Z también presenta una elevación importante, y el eje Y cae bruscamente hasta valores cercanos a -2.5 G. Esto indica un cambio rápido en la dinámica del

movimiento del segmento, posiblemente asociado a un contacto fuerte con el suelo, transferencia de peso o ajuste postural durante la fase de apoyo.

En la gráfica de magnitud de aceleración $|a|$, la señal se mantiene la mayor parte del tiempo alrededor de 1.0 G, coherente con el promedio reportado de 1.06 G. Esto indica que, el movimiento fue estable durante gran parte del recorrido. Sin embargo, aparecen picos relevantes, especialmente el máximo cercano a 2.6 G alrededor de la muestra 2550, lo que representa el evento de mayor impacto o aceleración del registro.

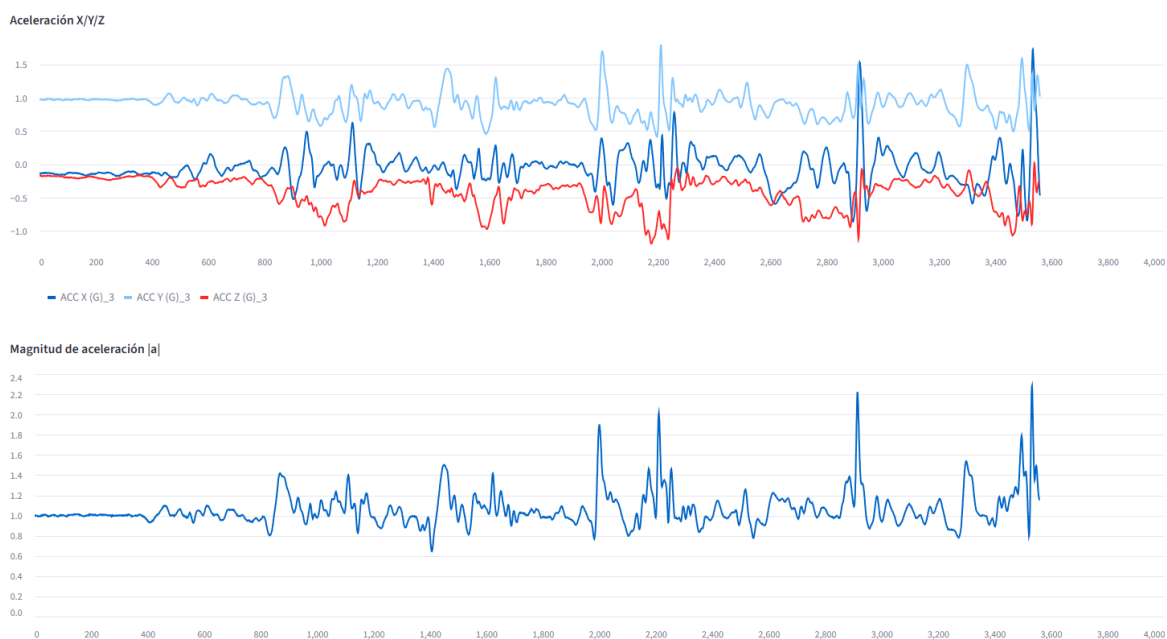


Figura 61- Señal IMU posterior del muslo izquierdo - cerámica: *Elaboración propia*

La gráfica correspondiente al sensor IMU ubicado en la región posterior del muslo izquierdo muestra un comportamiento globalmente estable, ya que la magnitud de aceleración se mantiene la mayor parte del tiempo alrededor de 1.0 G, coherente con el promedio reportado de 1.06 G. En la componentes X, Y y Z, el eje Y permanece principalmente cerca de +1 G, lo que indica influencia importante de la gravedad y una orientación bastante estable del sensor durante el movimiento. El eje X oscila alrededor de 0 G con variaciones moderadas, mientras que el eje Z permanece mayormente en valores negativos, reflejando ajustes dinámicos y variaciones en la orientación del segmento durante la marcha.

Los eventos más relevantes aparecen alrededor de las muestras 900-1100, 1450-1600, 2000-2250, 2900 y especialmente 3450-3560. En esos intervalos se observan picos bruscos en las tres componentes, lo que indica momentos de mayor aceleración del segmento, posiblemente asociados al contacto del pie, transferencia de peso o correcciones posturales durante la marcha.

En la magnitud de aceleración, los picos llegan aproximadamente hasta 2.2-2.3 G, principalmente cerca de las muestras 2900 y 3500, pero fuera de estos eventos la señal se vuelve rápidamente a valores cercanos a 1 G. Esto indica que no hay irregularidad constante, sino impactos o ajustes puntuales de mayor aceleración.



Figura 62- Señal IMU región posterior del muslo derecho - cerámica: *Elaboración propia*

La gráfica correspondiente al sensor ubicado en la región posterior del muslo derecho muestra un patrón de aceleración que refleja un comportamiento dinámico pero menos variable que los otros segmentos evaluados. En las componentes X, Y y Z, el eje Y se mantiene cercano a +1 G, lo cual indica que este eje está alineado en gran medida con la gravedad, sugiriendo una orientación estable del sensor durante la caminata. El eje X presenta oscilaciones alrededor de 0 G, con variaciones moderadas asociadas al desplazamiento anteroposterior del miembro inferior, mientras que el eje Z muestra valores mayormente negativos, evidenciando ajustes dinámicos relacionados con la estabilidad y orientación del segmento.

Se identifican picos relevantes de aceleración en varios momentos especialmente alrededor de las muestras 1100-1300, 1700-1800, 2300-2600 y 3000-3200, donde se observan cambios bruscos en las tres componentes. El evento más notable ocurre cerca de las 2500 muestras, donde hay una caída pronunciada en el eje Z (cercana a -2 G) acompañada de un pico en X, lo que indica un evento de alta variabilidad dinámica, probablemente asociado al contacto del pie con el suelo o una fase de desaceleración del miembro inferior.

En la gráfica de magnitud de aceleración $|a|$, la señal se mantiene la mayor parte del tiempo entre 0.9 y 1.1 G, lo que coincide con el valor promedio reportado de 1.05 G conforma una marcha estable. Sin embargo, se presentan picos que alcanzan aproximadamente 2.3-2.4 G,

especialmente en el intervalo cercano a las 2400-2600 muestras, lo que evidencia episodios puntuales de alta carga o impacto. Estos picos son más definidos que en otros momentos, lo que sugiere fases específicas de mayor exigencia mecánica durante el desplazamiento.

3.1.6 Prueba con superficie tipo arena

Para la superficie tipo arena se utilizó una construcción distribuida sobre la estructura de lámina galvanizada, llenando casi completamente la base con el fin de generar una superficie con mayor deformabilidad y capacidad de hundimiento durante la marcha. Esto permitió representar de manera aproximada el comportamiento mecánico observado en terrenos arenosos reales, donde el pie presenta una penetración durante la fase de apoyo y una disminución relativa de la estabilidad.



Figura 63 -Prueba de marcha sobre superficie tipo arena. : Elaboración propia

Sin embargo, aunque la implementación de esta superficie resultó funcional para el desarrollo de las pruebas, contemplan mejoras orientadas a optimizar el proceso de instalación y sustitución del material, debido a que el montaje y retiro de la arena requiere mayor tiempo y manipulación en comparación con las demás superficies evaluadas.

A continuación, se presenta el análisis de indicadores EMG obtenidos durante la caminata realizada sobre la superficie tipo arena.

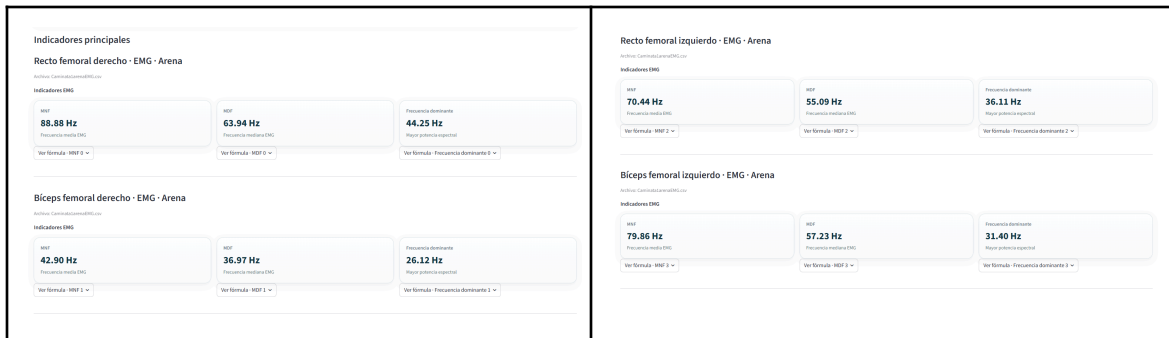


Figura 64 - Indicadores EMG prueba arena: Elaboración propia

En la superficie tipo arena, el recto femoral derecho presentó una frecuencia media de 88.88 Hz, una frecuencia mediana de 63.94 Hz y una frecuencia dominante de 44.25 Hz. Estos valores indican que el recto femoral derecho mantuvo un contenido frecuencial elevado durante la caminata. Respecto a la MNF, se obtuvo un valor de 88.88 Hz, lo que sugiere una importante contribución de componentes de frecuencia media-alta, posiblemente asociadas a una mayor demanda de estabilización y control de la rodilla frente a las características deformables de la arena. Además, la MDF de 63.94 Hz indica que gran parte de la potencia espectral se concentró en frecuencias medias, mientras que la frecuencia dominante de 44.25 Hz evidencia que el principal pico de activación muscular se ubicó en un rango intermedio, reflejando una activación funcional importante del cuádriceps durante la marcha.

Por otro lado, el bíceps femoral derecho presentó una MNF de 42.90 Hz, una MDF de 36.97 Hz y una frecuencia dominante de 26.12 Hz. En este caso, los valores frecuenciales fueron considerablemente menores respecto al recto femoral derecho, indicando una señal con menor contenido de altas frecuencias. La MNF de 42.90 Hz evidencia una activación muscular más baja y una menor participación de componentes rápidos en la señal electromiográfica. De igual manera, la MDF de 36.97 Hz muestra que la mitad de la potencia de la señal se concentró en frecuencias relativamente bajas. Asimismo, la frecuencia dominante de 26.12 Hz fue la más baja entre los músculos evaluados, indicando que el mayor pico de potencia estuvo localizado en frecuencias bajas, lo que puede relacionarse con una función más orientada al soporte y estabilización posterior durante la caminata sobre arena.

De manera similar, en el recto femoral izquierdo se obtuvo una MNF de 70.44 Hz, una MDF de 55.09 Hz y una frecuencia dominante de 36.11 Hz. Aunque la frecuencia media fue menor respecto al recto femoral derecho, los valores continúan indicando una activación muscular importante durante la prueba. En este sentido, la MDF de 55.09 Hz refleja una distribución de potencia concentrada en frecuencias medias, mientras que la frecuencia dominante de 36.11 Hz muestra que el principal pico espectral se ubicó en frecuencias ligeramente más bajas respecto al lado derecho. Esto podría indicar diferencias funcionales entre ambos miembros inferiores durante la adaptación biomecánica a la superficie tipo arena.

Finalmente, el bíceps femoral izquierdo presentó una MNF de 79.86 Hz, una MDF de 57.23 Hz y una frecuencia dominante de 31.40 Hz. Este músculo mostró un contenido frecuencial considerablemente mayor respecto al bíceps femoral derecho, sugiriendo una participación muscular más activa en la estabilización y control posterior de la rodilla. En particular, la MNF de 79.86 Hz evidencia una actividad muscular importante y una mayor contribución de frecuencias medias-altas en la señal. De igual forma, la MDF de 57.23 Hz indica una distribución de potencia relativamente equilibrada, mientras que la frecuencia dominante de 31.40 Hz muestra que el principal pico de potencia se concentró en frecuencias bajas-intermedias, reflejando ajustes musculares asociados a la inestabilidad propia de la arena.

Seguidamente, se presenta el análisis de cada una de las señales EMG registradas durante la caminata, permitiendo evaluar la variabilidad y el comportamiento de la activación muscular durante la marcha.

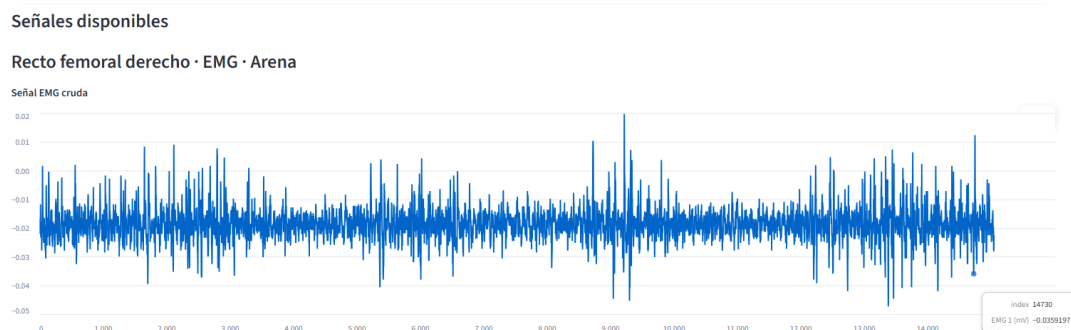


Figura 65- Señal EMG recto femoral derecho - arena: Elaboración propia

La señal EMG cruda del recto femoral derecho durante la caminata en arena muestra una actividad muscular continua, con oscilaciones principalmente entre aproximadamente -0.03 mV y 0.01 mV, aunque se observan picos aislados que alcanzan valores cercanos a -0.05 mV y 0.02 mV. En términos generales, la señal no presenta un comportamiento completamente uniforme, ya que se identifican varios intervalos con aumentos notorios de amplitud, especialmente entre las muestras 1.500–3.000, 5.200–6.200, 8.800–9.500 y 12.300–14.500. Estas variaciones reflejan incrementos transitorios de activación muscular, posiblemente asociados a fases específicas de la marcha como el apoyo del pie, correcciones posturales o mecanismos de adaptación frente a la inestabilidad característica de la arena.

Además, durante gran parte del registro la señal se mantiene alrededor de valores negativos cercanos a -0.02 mV, comportamiento que podría estar relacionado con desplazamientos de la línea base o con las condiciones propias de adquisición de la señal electromiográfica cruda. Sin embargo, más allá del nivel base observado, resulta importante destacar que el músculo no presenta períodos prolongados de inactividad, sino una activación sostenida a lo largo de toda la

caminata. Esto evidencia que el recto femoral derecho participó constantemente en el control dinámico de la rodilla y en la estabilización del miembro inferior durante la prueba.

Por otra parte, hacia el tramo final del registro, aproximadamente después de la muestra 12.000, se aprecia una mayor dispersión de la señal y un incremento en la aparición de picos de amplitud. Este comportamiento sugiere una mayor exigencia muscular conforme avanza la caminata, posiblemente debido a fenómenos de fatiga, ajustes biomecánicos o incrementos en la demanda de estabilización sobre la superficie deformable.



Figura 66- Señal EMG bíceps femoral derecho - arena: Elaboración propia

La señal EMG cruda del bíceps femoral derecho durante la caminata en arena presentó un comportamiento dinámico y variable, con oscilaciones continuas principalmente entre 0 y 2 unidades de amplitud. No obstante, también se identificaron picos importantes superiores a 3 y cercanos a 4, evidenciando incrementos marcados en la actividad muscular a lo largo de la prueba. Los cambios más notorios se observaron aproximadamente entre las muestras 2.000–3.500, 8.800–10.000 y 12.500–14.500, intervalos en los que la señal exhibió una mayor dispersión y amplitud, indicando momentos de mayor exigencia funcional del músculo durante la marcha.

Adicionalmente, entre las muestras 7.000–8.500 y 10.500–12.000 se evidenció una disminución temporal en la amplitud de la señal, alcanzando valores cercanos a -1. Este comportamiento puede asociarse a fases de menor intensidad de activación muscular o a transiciones biomecánicas dentro del ciclo de marcha. Posteriormente, alrededor de la muestra 9.000, se registró el pico de activación más alto de toda la señal, acompañado de una variabilidad considerable, lo que sugiere un aumento importante en la demanda muscular y en los mecanismos de estabilización posteriores del miembro inferior.

Asimismo, hacia el tramo final del registro se observó nuevamente un incremento tanto en la amplitud como en la densidad de los picos presentes en la señal. Este comportamiento refleja una activación muscular más intensa durante las etapas finales de la caminata, posiblemente relacionada con ajustes posturales continuos, compensaciones biomecánicas o una mayor demanda de control sobre la superficie deformable.



Figura 67- Señal EMG recto femoral izquierdo - arena: Elaboración propia

La señal EMG cruda del recto femoral izquierdo durante la caminata en arena presentó una activación muscular continua a lo largo de todo el registro, aunque con períodos específicos de mayor intensidad y variabilidad electromiográfica. En términos generales, la señal se mantuvo inicialmente alrededor de valores cercanos a 0.02 y 0.03 mV, mostrando un comportamiento relativamente estable y con baja dispersión hasta aproximadamente la muestra 4.000. Este comportamiento inicial sugiere una activación muscular constante durante las primeras fases de la marcha sobre la superficie deformable.

Sin embargo, a partir de este punto comenzaron a observarse incrementos importantes en la amplitud de la señal, especialmente entre las muestras 4.000–6.000, donde aparecieron múltiples picos de activación que alcanzaron valores cercanos a 0.19 mV y mínimos próximos a -0.05 mV. Este intervalo correspondió a la región de mayor amplitud de toda la señal, evidenciando una activación muscular más intensa y una mayor demanda funcional del recto femoral izquierdo.

Posteriormente, entre las muestras 7.200–9.500 y 10.500–12.500, la señal continuó presentando oscilaciones y picos importantes, aunque con amplitudes ligeramente menores respecto al primer evento principal. Esto indica que el músculo mantuvo una participación activa durante gran parte del desplazamiento, respondiendo constantemente a las exigencias mecánicas impuestas por la superficie. Hacia el tramo final del registro, la actividad muscular volvió a estabilizarse alrededor de la línea base; no obstante, todavía se observaron algunos picos aislados de activación, reflejando que el músculo continuó realizando ajustes funcionales durante las últimas fases de la marcha.

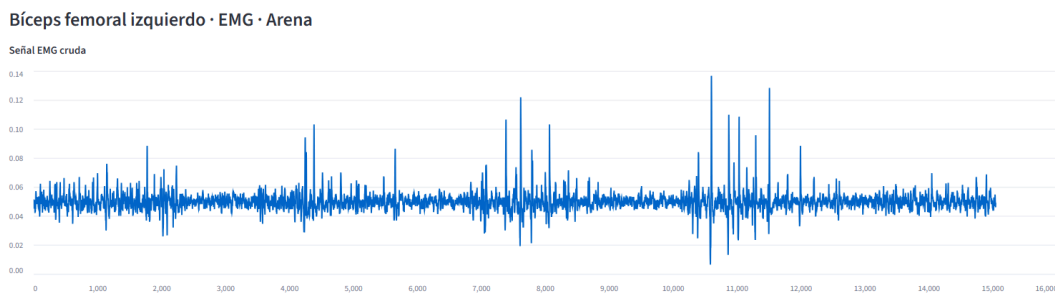


Figura 68- Señal EMG bíceps femoral izquierdo - arena: Elaboración propia

La señal EMG del bíceps femoral izquierdo durante la caminata en arena mostró una activación muscular relativamente constante a lo largo de todo el registro, aunque con varios eventos de activación intensa distribuidos en diferentes intervalos de la prueba. En términos generales, la señal se mantuvo gran parte del tiempo alrededor de 0.05 mV, lo que indica que el músculo permaneció activo de manera continua durante la marcha y participó constantemente en las funciones de estabilización y control posterior del miembro inferior.

Los cambios más importantes se presentaron entre las muestras 7.000–8.500 y 10.500–12.000, regiones en las que aparecieron picos de mayor amplitud y una dispersión considerablemente más marcada respecto al resto de la señal. En estos intervalos se alcanzaron valores cercanos a 0.14 mV, evidenciando incrementos importantes en la activación muscular. Particularmente, entre las muestras 10.500–11.500 se observó el tramo de mayor exigencia de toda la señal, debido a que aumentaron simultáneamente tanto la amplitud como la frecuencia de los picos electromiográficos.

A diferencia de lo observado en el recto femoral izquierdo, esta señal presentó una línea base más estable y menos periodos de oscilaciones amplias, lo que podría indicar una activación más controlada y sostenida del bíceps femoral izquierdo durante la marcha. No obstante, los aumentos bruscos de amplitud registrados en ciertos momentos evidencian que el músculo debió responder dinámicamente frente a las variaciones del apoyo plantar y a los constantes ajustes posturales requeridos por la arena.

Finalmente, se presenta el análisis de las señales FFT y los espectrogramas EMG correspondientes a la caminata sobre la simulación tipo arena, permitiendo evaluar la distribución frecuencial y el comportamiento espectral de la actividad muscular durante la marcha.

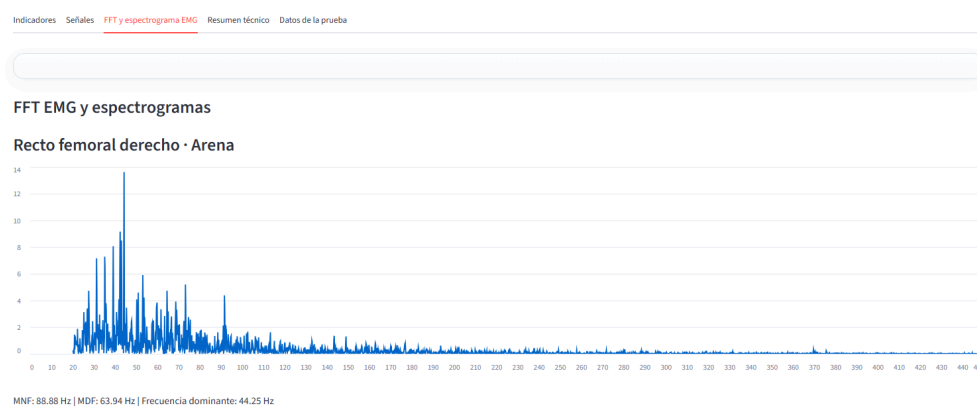


Figura 69- FFT EMG recto femoral derecho - arena: Elaboración propia

La FFT del recto femoral derecho durante la caminata sobre arena muestra que la mayor concentración de energía muscular se localiza principalmente entre 20 Hz y 90 Hz, presentando picos de mayor amplitud aproximadamente entre 30 Hz y 60 Hz. Este comportamiento evidencia

que gran parte de la actividad electromiográfica del músculo se concentró en componentes de frecuencia baja e intermedia, características típicas de señales EMG asociadas a tareas funcionales de marcha y estabilización dinámica. Asimismo, la señal presenta una frecuencia dominante de 44.25 Hz, indicando un predominio de componentes de baja frecuencia durante la activación muscular del recto femoral derecho.

Adicionalmente, la MDF de 63.94 Hz y la MNF de 88.88 Hz evidencian una distribución espectral concentrada principalmente en frecuencias bajas y medias, comportamiento coherente con señales EMG obtenidas durante actividades dinámicas continuas. En particular, la diferencia entre la frecuencia dominante y la MNF sugiere que, aunque la mayor parte de la energía se concentra en frecuencias relativamente bajas, existe también una contribución importante de componentes medias-altas asociadas a incrementos temporales de activación muscular. Esto podría relacionarse con mecanismos de estabilización y control de la rodilla requeridos para adaptarse a las irregularidades de la superficie.

Por otra parte, la amplitud espectral general se observa más dispersa y ligeramente menor en comparación con algunas señales registradas sobre superficies rígidas como cerámica o pavimento. Este comportamiento puede estar asociado a una activación muscular más variable y menos periódica debido a la inestabilidad mecánica de la arena, la cual obliga al músculo a realizar ajustes continuos durante el desplazamiento.

Finalmente, a partir de los 100 Hz la potencia disminuye progresivamente y la señal mantiene amplitudes bajas hasta alcanzar las frecuencias más altas del espectro. Esto indica una menor participación de componentes de alta frecuencia en la señal electromiográfica, fenómeno esperable en actividades funcionales submáximas donde predominan mecanismos de control y estabilización muscular más que contracciones explosivas de alta intensidad.

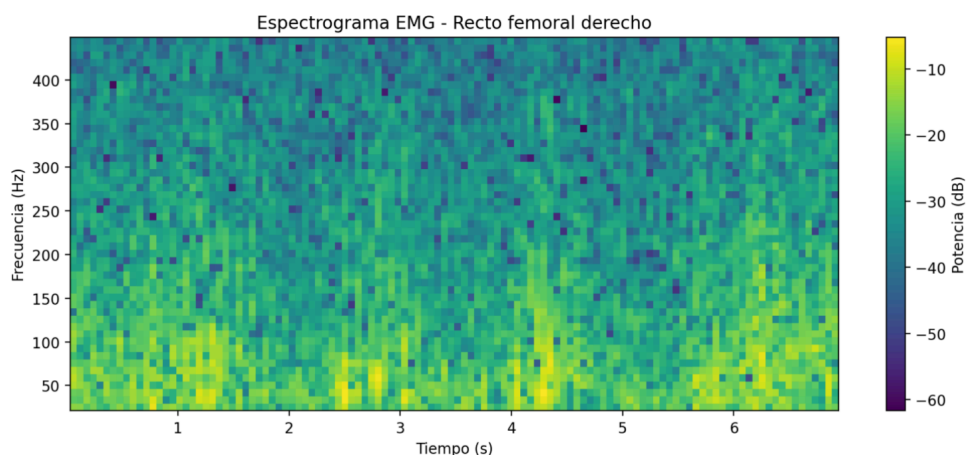


Figura 70 - Espectrograma EMG recto femoral derecho - arena: Elaboración propia

El espectrograma EMG del recto femoral derecho durante la caminata muestra una mayor concentración de energía en las frecuencias bajas e intermedias, principalmente por debajo de

150 Hz. Las zonas con tonalidades amarillo-verde en la parte inferior del espectrograma indican que la mayor potencia de la señal se mantuvo en estos rangos frecuenciales durante casi toda la prueba.

Los incrementos notorios de potencia se observan aproximadamente entre los segundos 2–3, 4–4.5 y 5.5–6.8, donde aparecen regiones más brillantes y con mayor densidad espectral. Estos eventos reflejan momentos de mayor activación muscular del resctofemoral derecho, asociados probablemente a fases de apoyo y estabilización durante la marcha. A medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 250 Hz, la intensidad de la señal disminuye progresivamente evidenciada por las tonalidades verde oscuro y azul presentes en la parte superior del espectrograma. Esto indica una menor participación de componentes de alta frecuencia y una distribución energética dominada por frecuencias medias-bajas.

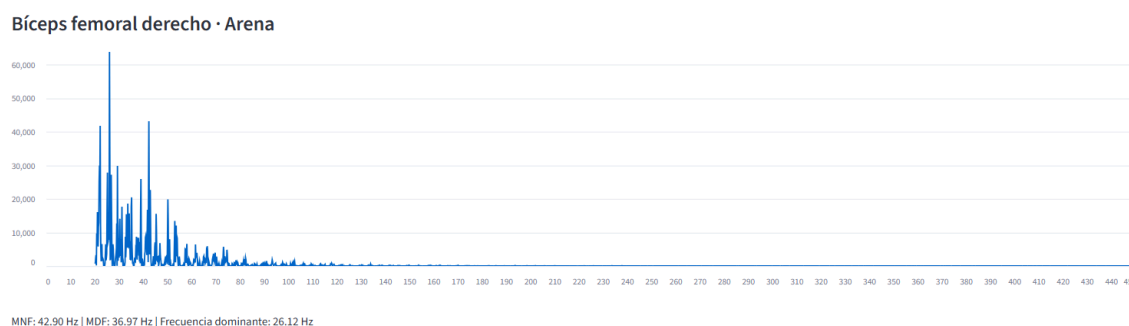


Figura 71- FFT EMG bíceps femoral derecho - arena: *Elaboración propia*

La FFT del bíceps femoral derecho durante la caminata muestra que la mayor concentración de energía muscular se encuentra principalmente entre 20 Hz y 70 Hz, intervalo en el que aparecen los picos de mayor amplitud espectral. El pico más pronunciado se observa aproximadamente entre 25 Hz y 35 Hz, indicando que gran parte de la actividad muscular registrada estuvo concentrada en ese rango de frecuencia. Este comportamiento evidencia un predominio de componentes de baja frecuencia dentro de la señal electromiográfica, característica común en actividades funcionales de marcha donde predominan procesos de estabilización y control dinámico del miembro inferior.

Asimismo, los diferentes picos presentes dentro de este intervalo representan las frecuencias que aportan mayor potencia a la señal EMG. En términos funcionales, esto sugiere que el bíceps femoral derecho presentó patrones de activación repetitivos y relativamente organizados durante el desplazamiento sobre la superficie tipo arena. La presencia de múltiples picos en bajas frecuencias indica una participación muscular constante a lo largo de los ciclos de apoyo y propulsión de la marcha, reflejando ajustes continuos del músculo frente a las condiciones inestables de la superficie.

Por otra parte, a medida que aumenta la frecuencia, especialmente después de los 80 Hz, la amplitud espectral disminuye progresivamente. Este comportamiento indica que las componentes de alta frecuencia tuvieron una menor participación dentro de la señal, concentrando la mayor parte de la energía muscular en frecuencias bajas y medias. La reducción progresiva de potencia en frecuencias elevadas resulta coherente con actividades de intensidad moderada, donde predominan mecanismos de activación sostenida más que contracciones rápidas o explosivas.

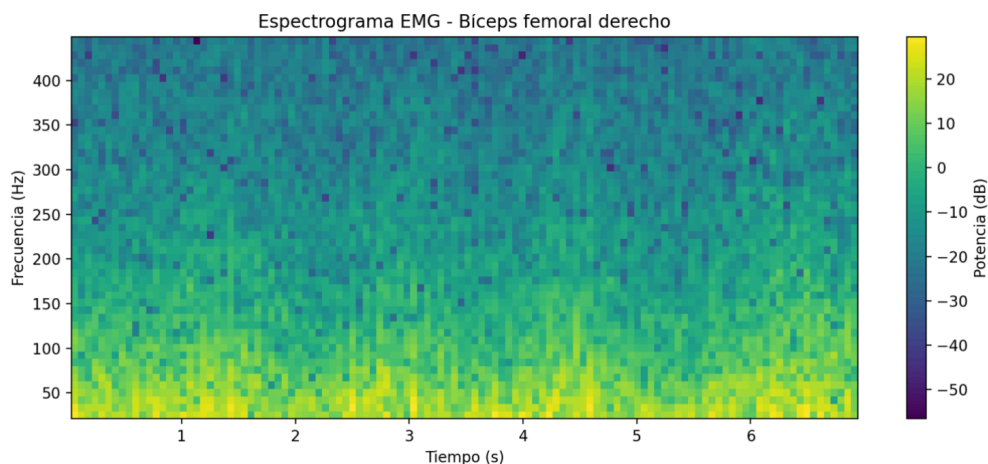


Figura 72- Espectrograma EMG bíceps femoral derecho - arena: Elaboración propia

El espectrograma EMG del bíceps femoral derecho muestra que la mayor parte de la energía de la señal se concentró en las frecuencias bajas, principalmente por debajo de 100- 150 Hz. Esto se evidencia por las tonalidades amarillas y verdes intensas ubicadas en la parte inferior del espectrograma, indicando una elevada potencia espectral en estos rangos durante gran parte de la prueba. Los aumentos más notorios de potencia se observan aproximadamente entre los segundos 4-5 y 6-7, donde aparecen regiones más brillantes y definidas. Estos eventos reflejan momento de mayor activación muscular

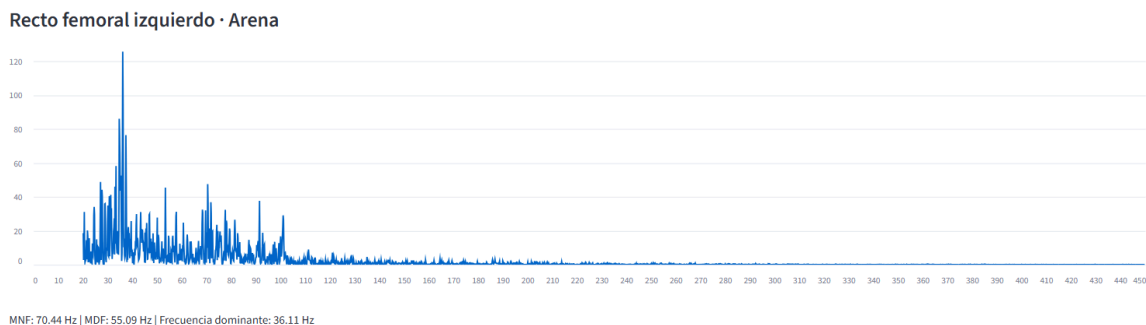


Figura 73- FFT EMG recto femoral izquierdo - arena: Elaboración propia

La FFT del recto femoral izquierdo muestra que la mayor parte de la energía de la señal se concentra en frecuencias bajas e intermedias, principalmente entre 20 y 100 Hz. El pico más alto aparece cerca de los 36.11 Hz, que corresponde a la frecuencia dominante, indicando que la mayor potencia de activación muscular se concentró en ese rango frecuencial.

La frecuencia media fue de 70.44 Hz y la frecuencia mediana de 55.09 Hz, lo que indica que el contenido frecuencial no se limita únicamente al pico principal, sino que también existe principalmente de componentes superiores, aunque con menor intensidad. La presencia de varios picos pequeños refleja una activación dinámica y variable del recto femoral izquierdo frente a las exigencias de la superficie. Desde de aproximadamente 110 Hz, la amplitud disminuye de forma marcada y la señal se mantiene con valores bajos hasta los 450 Hz, evidenciando poca contribución de frecuencias altas.

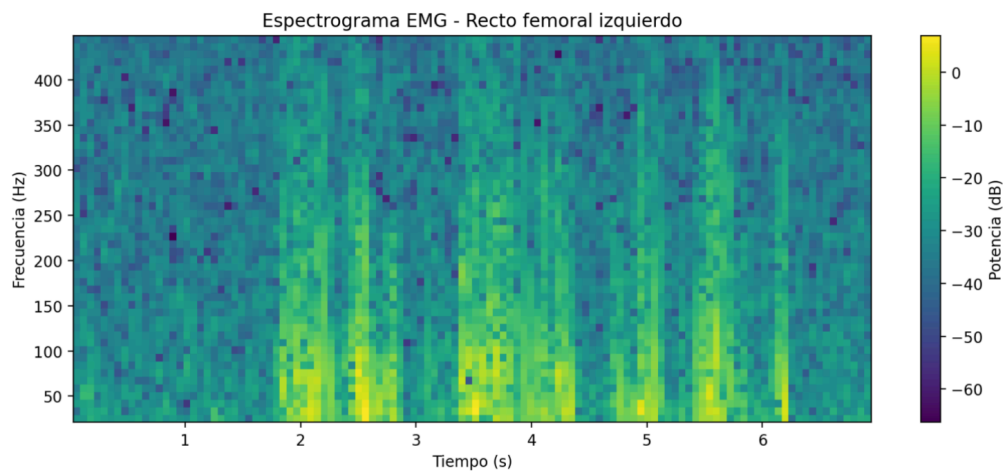


Figura 74- Espectrograma EMG recto femoral izquierdo- arena: Elaboración propia

El espectrograma EMG del recto femoral izquierdo muestra que la mayor parte de la energía de la señal se concentró en frecuencias bajas e intermedias, principalmente por debajo de 150 Hz. Esto se evidencia por las zonas de color amarillo y verde claro ubicadas en la parte inferior del espectrograma, indicando mayores niveles de potencia muscular en estos rangos musculares.

Los eventos de mayor intensidad se observan aproximadamente entre los segundos 1.8–2.8, 3.2–4.3 y alrededor de los segundos 5–6, donde aparecen bandas verticales más brillantes y continuas. Estas regiones reflejan incrementos temporales en la activación muscular y mayor concentración de energía espectral durante determinados momentos de la marcha.

Entre los segundos 2 y 4 se evidencia la mayor densidad energética de toda la señal, especialmente en frecuencias cercanas a 50-20 Hz, indicando una activación muscular más intensa y sostenida del recto femoral izquierdo durante ese tramo. A medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 250 Hz, la potencia disminuye considerablemente, evidenciada por las tonalidades verde oscuro y azul en la parte superior. Esto indica baja

contribución de componentes de alta frecuencia y una distribución espectral dominada por frecuencias baja y medias durante la caminata.

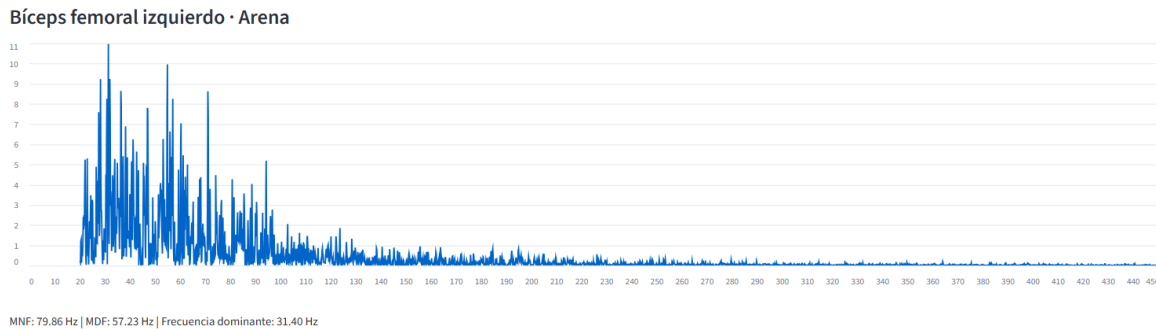


Figura 75- FFT EMG bíceps femoral izquierdo - arena: : *Elaboración propia*

La FFT del bíceps femoral izquierdo durante la caminata muestra una distribución espectral concentrada principalmente entre 20 y 100 Hz, rango donde se observaron los picos de mayor amplitud e intensidad de la señal. El pico más alto se localiza alrededor de los 31.40 Hz, correspondiente a la frecuencia dominante, indicando que la principal activación muscular se concentró en frecuencias bajas.

También se observan múltiples picos secundarios distribuidos entre aproximadamente 40 y 90 Hz, reflejando variaciones continuas en la activación muscular durante la marcha. La presencia de varios componentes frecuenciales evidencia que la señal no estuvo compuesta por un único patrón de activación, sino por diferentes contribuciones espectrales asociadas al comportamiento dinámico del músculo.

La frecuencia media de de 79.86 Hz y la frecuencia mediana de 57.23 Hz indican que, aunque la frecuencia dominante se ubicó en valores bajos, la distribución espectral se extendió hacia frecuencias medianas con intensidades menores. Esto sugiere que parte de la señal mantuvo componentes frecuenciales adicionales que incrementan el promedio espectral de la señal. Después de aproximadamente los 100 Hz, la amplitud de la señal disminuye progresivamente y se vuelve mucho más uniforme hasta alcanzar las 450 Hz. Esto evidencia una menor intensidad espectral en frecuencias altas y muestra que la mayor distribución frecuencial del bíceps femoral se concentró en rangos bajos e intermedios durante la caminata.

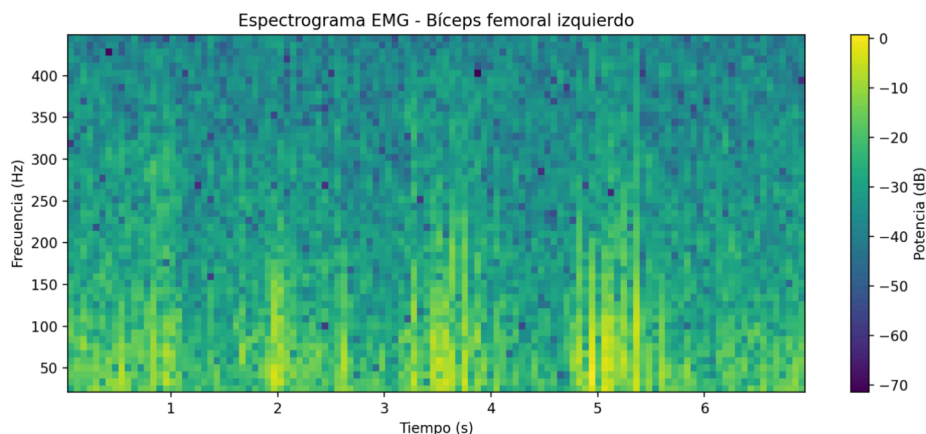


Figura 76- Espectrograma EMG bíceps femoral izquierdo- arena: *Elaboración propia*

El espectrograma EMG del bíceps femoral izquierdo muestra que la mayor intensidad de la señal se concentró principalmente en frecuencias bajas e intermedias, especialmente por debajo de 150 Hz. Esto se observa en las zonas de color amarillo y verde claro ubicadas en la parte inferior del espectrograma, indicando una mayor distribución espectral en esos rangos frecuenciales.

Los eventos más notorios se presentan aproximadamente entre los segundos 1-2, 3.5-4.5 y 4.8-5.5, donde aparecen bandas verticales más brillantes y definidas. Estas regiones reflejan incrementos temporales en la intensidad de la señal y una mayor activación muscular durante determinados momentos de la marcha.

Entre los segundos 3.5 y 5.5 se evidencia la mayor concentración espectral de toda la señal, mostrando una distribución frecuencia más intensa y extendida respecto al resto del registro. Posteriormente, la intensidad disminuye progresivamente y el espectrograma presenta una distribución más homogénea. A medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 250 Hz, la intensidad de la señal disminuye considerablemente, predominando tonalidades verde oscuro y azul en la parte superior del espectrograma. Esto evidencia una menor participación de componentes de alta frecuencia y una distribución espectral concentrada principalmente en frecuencias bajas-medias durante la caminata.

Resumen técnico consolidado

El resumen técnico se adapta al tipo de archivo cargado. Si el archivo es IMU, no se reportan FFT, MNF, MDF ni espectrograma. Si el archivo es EMG, no se reportan métricas de aceleración. La sección IMU repetida fue eliminada para evitar duplicidad de información.

Recto femoral derecho · EMG · Arena

• El componente EMG del sensor Recto femoral derecho fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 88.88 Hz, la frecuencia mediana fue de 63.94 Hz y la frecuencia dominante fue de 44.25 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Bíceps femoral derecho · EMG · Arena

• El componente EMG del sensor Bíceps femoral derecho fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 42.90 Hz, la frecuencia mediana fue de 36.97 Hz y la frecuencia dominante fue de 26.12 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Recto femoral izquierdo · EMG · Arena

• El componente EMG del sensor Recto femoral izquierdo fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 70.44 Hz, la frecuencia mediana fue de 55.09 Hz y la frecuencia dominante fue de 36.11 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Bíceps femoral izquierdo · EMG · Arena

• El componente EMG del sensor Bíceps femoral izquierdo fue procesado mediante FFT. La frecuencia media fue de 79.86 Hz, la frecuencia mediana fue de 57.23 Hz y la frecuencia dominante fue de 31.40 Hz. Estos indicadores describen el contenido frecuencial de la activación muscular durante la marcha.

Figura 77 -Resumen técnico: Elaboración pagina web interactiva

A continuación, se presenta el análisis de los indicadores obtenidos a partir de las señales IMU registradas durante la prueba experimental.

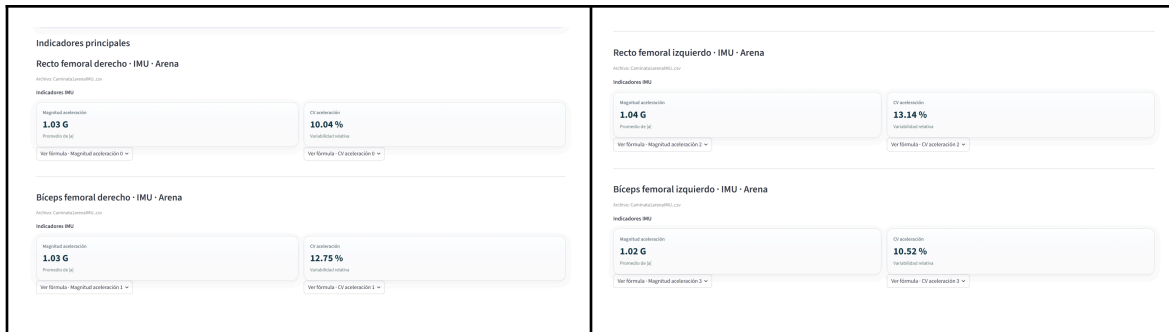


Figura 78- indicadores señales IMU - arena : Elaboración propia

Los indicadores IMU obtenidos durante la caminata en la superficie arena, muestran valores de magnitud de aceleración cercanos entre los cuatro sensores evaluados, con registros entre 1.02 G y 1.04 G, estos valores indican que la aceleración total del movimiento estuvo influenciada por la componente gravitacional, manteniéndose estable durante toda la prueba. Sin embargo, en los datos obtenidos del CV se identifica que hay variabilidad de la dinámica.

El recto femoral derecho presentó una magnitud de aceleración de 1.03 G y un CV de 10.04% siendo uno de los valores más bajos de variabilidad. Este comportamiento sugiere que el segmento anterior del muslo derecho mantuvo un patrón estable.

Respecto al bíceps femoral derecho presentó una magnitud media de aceleración de 1.03 G y un CV de 12.75% evidenciando una mayor variabilidad relativa respecto al recto femoral derecho. Este incremento del CV se da debido a la participación activa del segmento posterior del muslo.

Para el recto femoral izquierdo se obtuvo una magnitud media de aceleración de 1.04 G y un CV del 13.14%, el valor más alto de los sensores evaluados. Esto indica que el segmento anterior del muslo izquierdo presentó un comportamiento más variable durante la marcha. El bíceps femoral izquierdo, presentó una magnitud media de aceleración de 1.02 G y un CV de 10.52%, mostrando una variabilidad moderada en comparación con los demás sensores.

Seguidamente, se presenta el análisis individual de las señales IMU registradas durante la caminata.



Figura 79- Señal IMU segmento anterior del muslo derecho - arena: *Elaboración propia*

La marcha durante esta superficie se dio de manera relativamente estable en gran parte del recorrido, aunque se observan incrementos importantes de aceleración en ciertos segmentos de la prueba. Las oscilaciones registradas en el eje X, Y y Z reflejan el patrón dinámico en esta superficie deformable. El eje X presenta oscilaciones moderadas alrededor de valores positivos cercanos a 0 G, mientras que el eje Y cuenta con valores predominantemente negativos. Por otro lado, el eje Z evidencia variaciones más pronunciadas, esto se observa entre las muestras 700-1100 y 1800-2200, donde aparecen cambios bruscos.

La gráfica de magnitud total de aceleración muestra un comportamiento constante alrededor de 1 G durante gran parte de la caminata, sin embargo, hay incrementos importantes en ciertos instantes del recorrido, alcanzando valores cercanos a 1.6 G.

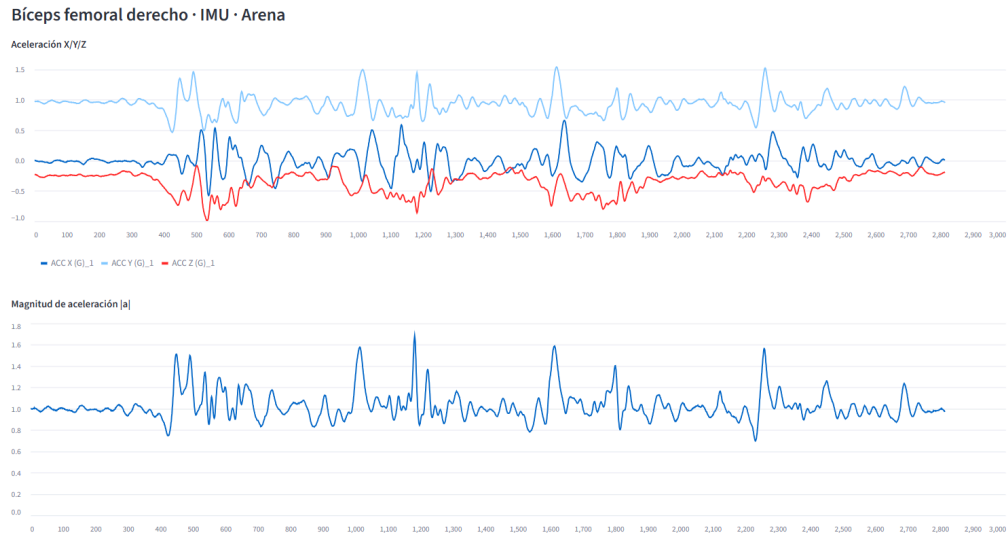


Figura 8o- Señal IMU región posterior del muslo derecho- arena: *Elaboración propia*

La señal IMU correspondiente a la región posterior del muslo derecho durante la caminata presenta un comportamiento dinámico con oscilaciones continuas en los tres ejes de aceleración. El eje Y permanece predominante cercano a valores negativos alrededor de .1G reflejando una orientación relativamente estable del sensor durante la marcha. por otro lado los eje X y Z muestran variaciones más pronunciadas alrededor de 0 G, asociadas a los ajustes dinámicos del segmento frente a las condiciones inestables.

Los eventos más relevantes se observan aproximadamente entre las muestras 450-700, 1050-1250, 1650-1850 y 2350-2500, donde aparecen perturbaciones simultáneas en las tres componentes de aceleración. Particularmente, cerca de la muestra 1200 se evidencia el evento de mayor variabilidad dinámica de toda la señal, caracterizado por un incremento pronunciado en el eje X y una caída abrupta en el eje Y cercana a -2.3 G, indicando un cambio rápido en la orientación y aceleración del segmento.

La gráfica de magnitud confirma este comportamiento, mostrando una señal relativamente estable alrededor de 1 G durante gran parte del recorrido. Sin embargo, aparecen incrementos y disminuciones abruptas en los intervalos anteriormente mencionados. El pico más alto ocurre cerca de la muestra 1200, alcanzando valores aproximados de 2.3 G, evidenciando un episodio de mayor aceleración e impacto dinámico posiblemente asociado con el apoyo del pie, transferencia de peso corporal o ajustes posturales



Figura 81- Señal IMU segmento anterior del muslo izquierdo- arena: Elaboración propia

En la gráfica del segmento anterior del muslo izquierdo se observan variaciones en los ejes X, Y y Z, en donde se reflejan ajustes biomecánicos generados durante la marcha en esta superficie. El eje X presenta oscilaciones moderadas alrededor de 0 G, mientras que el Y mantiene valores predominantemente negativos y el eje Z muestra las variaciones más pronunciadas, especialmente entre las muestras 400-700 y 1000-1300, donde aparecen cambios bruscos de aceleración acompañados de perturbaciones simultáneas en los tres ejes.

Respecto a la gráfica de magnitud total de aceleración se evidenció un comportamiento relativamente constante en 1 G durante gran parte del registro. El evento más representativo aparece entre las muestras 1100 y 1200 donde la magnitud de aceleración alcanza valores cercanos a 2 G, reflejando un aumento importante de la aceleración. Posteriormente, la señal retorna a valores más estables.

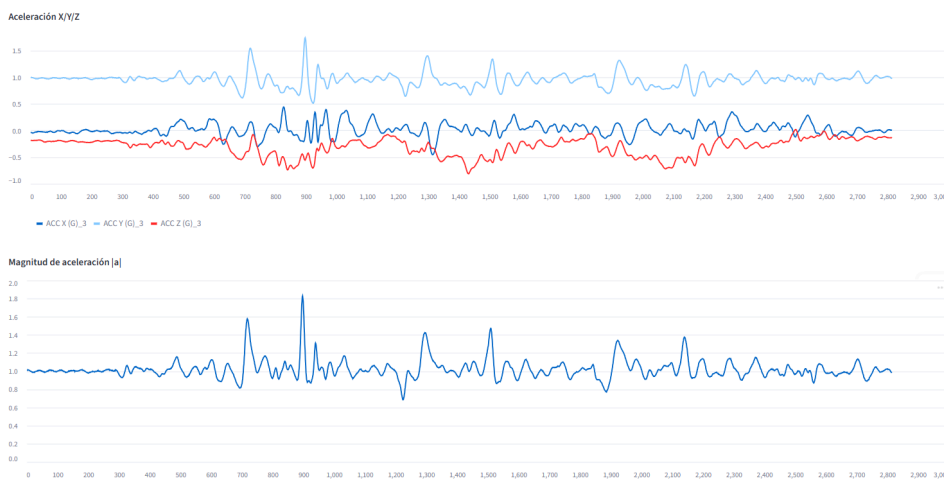


Figura 82- Señal IMU segmento posterior del muslo izquierdo - arena: Elaboración propia

Respecto a la gráfica del segmento posterior del muslo izquierdo, se presenta un comportamiento relativamente estable, aunque con incrementos en ciertos momentos de la prueba. Las oscilaciones registradas en los ejes X, Y y Z reflejan las adaptaciones dinámicas del miembro inferior frente a una superficie con mayor capacidad de deformación y menor rigidez como la arena. El eje X presenta variaciones moderadas alrededor a 0 G, mientras que el eje Y tiene oscilaciones negativas, por otro lado, el eje Z presenta oscilaciones más pronunciadas, especialmente entre las muestras 600-1000 y 1300-1700, donde aparecen perturbaciones simultáneas en los tres ejes y cambios rápidos de amplitud.

La gráfica de magnitud total de aceleración muestra un comportamiento constante alrededor de 1 G durante la mayor parte del recorrido, sin embargo, se observan incrementos importantes en determinados segmentos de la caminata. Los picos más representativos aparecen entre las muestras 700-1000, donde la magnitud alcanza valores cercanos a 1.8 G.

3.3 Plan de pruebas o validación

El plan de pruebas tuvo como propósito comprobar el correcto funcionamiento del sistema multisuperficie desarrollado para el análisis biomecánico de la rodilla durante la marcha. La validación se dio desde un enfoque experimental y funcional, llevando a adquirir, procesar, interpretar y visualizar señales biomecánicas provenientes de los sensores Trigno.

Como se ha mencionado a lo largo del presente documento, la solución propuesta integra una estructura base de lamina galvanizada, un sistema multisuperficie, sensores inalámbricos Trigno y una página web interactiva desarrollada mediante Streamlit, con el objetivo de obtener datos biomecánicos relevantes, esta plataforma digital permite cargar archivos en formato CSV obtenido mediante los sensores Trigno, para procesar las señales biomédicas, visualizar las gráficas interactivas y generar reportes técnicos automatizados en formato PDF.

Recuerde que, la solución propuesta no se plantea como una herramienta de diagnóstico definitivo sino como una propuesta de carácter experimental orientado al análisis biomecánico preliminar de la marcha en diferentes superficies. Por tanto, se evaluó si el prototipo era capaz de mantener estabilidad estructural, permitir el intercambio de superficies y garantizar continuidad en la marcha

3.2.1 Indicadores de validación

Con el objetivo de comprobar el funcionamiento del sistema propuesto y validar que el sistema multisuperficie cumple con el comportamiento biomecánico similar a las superficies reales, se definieron indicadores de evaluación relacionados con la respuesta dinámica durante la marcha, estabilidad estructural, adquisición de señales biomecánicas y procesamiento digital de información. Estos indicadores permitieron verificar si las superficies evaluadas producían variaciones en la marcha y en la activación muscular, acorde con las características mecánicas de cada superficie.

Los principales indicadores considerados fueron:

<i>Indicador de validación</i>	<i>Criterio de validación</i>	<i>Forma de comprobación</i>
Representación biomecánica de la superficie	Capacidad de la plataforma para generar comportamientos similares al suelo simulado	Comparación de señales de EMG e IMU en las diferentes superficies.
Validación dinámica de la marcha	Cambios biomecánicos generados por cada superficie	Se evalúa la magnitud de aceleración, CV y oscilaciones IMU
Activación muscular diferencial	Variaciones de activación muscular según la superficie	Comparación de amplitud EMG y distribución frecuencial entre superficies.
Capacidad de amortiguación	Se refiere a la respuesta de la superficie frente al impacto durante la marcha	Análisis de picos de aceleración y estabilidad del movimiento
Precisión de adquisición	Calidad y coherencia de las señales registradas	Revisión de señales EMG con activaciones periódicas, bajo ruido y señales fisiológicas coherentes
Control de error experimental	Identificación y reducción de factores que pueden afectar la calidad de los datos	Uso de protocolo SENIAM, limpieza de piel y correcta fijación de sensores.
Estabilidad mecánica y continuidad de marcha	Capacidad de la base para soportar la marcha y permitir un desplazamiento natural, continuo y seguro.	Observación durante la marcha, verificar la ausencia de desplazamientos no deseados, continuidad del paso y estabilidad de las superficies.
Validación de la página web interactiva	Capacidad de procesar, visualizar, interpretar y reportar datos biomecánicos	Cargar archivos en Formato CSV en la página web interactiva, cálculo de ocho indicadores biomecánicos, visualización de gráficas, espectrograma y generación de reporte PDF.
Retroalimentación funcional	Evaluación cualitativa del funcionamiento del sistema, comodidad, seguridad y	Observación durante las pruebas y retroalimentación de la directora de grado

	utilidad de resultados	
--	------------------------	--

Tabla 7- Indicadores de validación del sistema multisuperficie. Fuente: Elaboración propia

3.2.2 Representación biomecánica de la superficie

La representación biomecánica de la superficie fue evaluada mediante la capacidad del prototipo para detectar las distintas respuestas biomecánicas del usuario frente a las superficies propuestas. Durante las pruebas experimentales se esperaba que cada superficie produjera respuestas biomecánicas diferentes. En la superficie tipo pavimento se esperaba una marcha más estable debido a que se trata de una superficie rígida y homogénea, ocasionando una menor variabilidad angular y niveles de activación bajos a moderados, respecto a la superficie tipo césped, al usar espuma D26 como base y pasto sintético sobre la espuma, se esperaba un ajuste muscular mayor y variaciones dinámicas. Esta condición debería reflejarse en variaciones de la señal EMG e IMU. Finalmente, en la superficie tipo arena se esperaba un mayor nivel de estabilidad, generando ajustes posturales e incrementando el control de la rodilla.

La validación del sistema permitió comprobar que el sistema desarrollado generó respuestas funcionales diferentes en las señales de EMG e IMU, evidenciando la capacidad de detectar cambios biomecánicos asociados a las condiciones de apoyo.

3.2.3 Validación dinámica de la marcha

La validación dinámica de la marcha se enfocó en analizar las variaciones mecánicas producidas por cada superficie durante la marcha. Para ello, se evaluaron indicadores obtenidos mediante señales IMU, incluyendo magnitud de aceleración, coeficiente de variación y oscilaciones dinámicas registradas en los tres ejes del acelerómetro.

En la superficie tipo pavimento se observaron señales más estables con menores variaciones de aceleración durante el ciclo de marcha, en cambio en las superficies tipo césped y arena se generaron mayores perturbaciones dinámicas y variaciones de aceleración.

Asimismo, las oscilaciones observadas en los ejes X,Y y Z evidenciaron diferencias en el comportamiento dinámico del miembro inferior dependiendo de la superficie evaluada, permitiendo identificar variaciones relacionadas con estabilidad y control del movimiento.

3.2.4 Activación muscular diferencial

La activación muscular fue evaluada mediante la comparación de señales de EMG entre el recto femoral y el bíceps femoral durante la marcha sobre diferentes superficies, para ello se analizaron variaciones de amplitud EMG y distribución frecuencial de las señales musculares.

Se evidencio que las señales tuvieron diferencias de activación dependiendo de la superficie en que se evaluó la marcha. En el pavimento se observaron condiciones más estables, mientras que en superficies deformables como el césped y la arena se evidenciaron incrementos en la variabilidad de la activación muscular, lo que demanda una mayor estabilización, adicionalmente,

los indicadores de EMG como frecuencia media, frecuencia mediana y frecuencia dominante permitieron identificar cambios en la distribución espectral de las señales de EMG.

3.2.5 Capacidad de amortiguación

La capacidad de amortiguación de las superficies fue evaluada mediante el análisis de picos de aceleración y estabilidad dinámica durante la marcha. Esto permitió analizar cómo cada superficie modifica su respuesta biomecánica frente al impacto generado durante la marcha.

La superficie tipo pavimento presentó un comportamiento más rígido y estable, mostrando señales de aceleración relativamente homogéneas. Por otro lado, las superficies tipo césped y arena generaron mayores variaciones dinámicas debido a su capacidad de absorción.

Es decir, la superficie tipo césped presentó variaciones relacionadas a la amortiguación, mientras que la superficie tipo arena brindaba mayor inestabilidad.

3.2.6 Evaluación de precisión de adquisición

La validación de precisión se enfocó en verificar la calidad de las señales registradas por los sensores Trigno. Para esto las señales de EMG adquiridas presentaron, activaciones musculares periódicas, con estabilidad temporal, bajo nivel de ruido y un comportamiento coherente en el ciclo de marcha, en el recto femoral y el bíceps femoral se evidenció que el recto femoral presentó activaciones asociadas con el control de la extensión y estabilización de la rodilla, mientras que el bíceps femoral presentó activaciones relacionados con la flexión y desaceleración. Para mejorar la calidad de adquisición, los sensores fueron ubicados siguiendo el protocolo SENIAM, realizando una limpieza con alcohol en el área y asegurando una correcta adhesión a la piel.



Figura 83- Limpieza del área

Respecto a las señales IMU, se verificó que los datos de aceleración y velocidad angular presentaran variaciones que correspondiera al movimiento real del usuario durante la marcha.

Finalmente, la página web interactiva implementó etapas de preprocesamiento para mejorar la calidad de las señales, incluyendo la eliminación de valores vacíos, centrar la señal respecto a cero y recortar valores atípicos mediante percentiles.

3.2.7 Control de error experimental

Durante el desarrollo de las pruebas se identificaron posibles fuentes de error que podían afectar la calidad de los resultados, entre los principales factores considerados se encontraron, desplazamiento de sensores, mala adhesión sobre la piel, ruido muscular, alteraciones involuntarias en la marcha y variaciones en la longitud del paso.

Con el objetivo de reducir estos errores, se aplicaron estrategias de control experimental. En primer lugar, la ubicación de sensores fue realizada bajo las indicaciones del protocolo SENIAM, garantizando una correcta colocación en los músculos a evaluar. En segundo lugar, se realizó limpieza superficial antes de adherir los sensores, con el propósito de reducir ruido y mejorar el contacto. Además, se verificó la estabilidad de cada superficie, en el caso de la simulación tipo césped se utilizaron bordes de contención de madera, debido a que se evidenciaban datos muy ruidosos.



Figura 84-Ubicación sensores Trigno: Elaboración propia

Adicionalmente, las pruebas fueron realizadas bajo condiciones controladas, procurando que el usuario realizará una marcha natural y continua y las pruebas fueron repetidas múltiples veces con el propósito de verificar consistencia y reproducibilidad de los datos obtenidos.

3.2.8 Evaluación de estabilidad mecánica y continuidad de marcha

La estabilidad mecánica del prototipo fue evaluada mediante observación directa durante las pruebas funcionales sobre cada superficie. La estructura de lámina galvanizada permitió soportar adecuadamente las cargas generadas durante la marcha, proporcionando estabilidad estructural, resistencia mecánica, modularidad y continuidad.

Las dimensiones de la base, 2.40 m * 0.60 m * 0.06 m permitieron mejorar la continuidad del desplazamiento en comparación con las pruebas preliminares realizadas sobre la plataforma de fuerza, donde el reducido espacio hacía que no se diera una marcha natural. El uso de esta estructura de lámina galvanizada, logró reducir los pasos cortos involuntarios, mejorar la naturalidad de la marcha y obtener señales biomecánicas más coherentes.

En la superficie tipo césped, los bordes laterales de madera ayudaron a evitar un desplazamiento de la espuma D26 y el césped sintético durante la marcha, para simular la arena, se optó por usar un plástico para la contención de este material, estas adaptaciones lograron la obtención de datos biomecánicos coherentes.



Figura 85-Sistema multisuperficie: Elaboración propia

3.2.9 Evaluación de página web interactiva

La plataforma digital fue desarrollada mediante Streamlit y validada como parte integral del sistema biomecánico propuesto, debido a que permite integrar en una sola herramienta la adquisición, procesamiento, visualización e interpretación de señales EMG e IMU obtenidas durante las pruebas experimentales. La interfaz fue diseñada con el objetivo de proporcionar indicadores biomecánicos relevantes para el análisis funcional de la rodilla durante la marcha sobre diferentes superficies.

La aplicación permite visualizar información relacionada con los datos generales del usuario, superficie evaluada, señales EMG e IMU adquiridas, gráficas biomecánicas, espectrogramas, métricas funcionales y clasificación biomecánica de la prueba realizada. Al iniciar la página web interactiva, el usuario encuentra un espacio destinado a la carga de archivos experimentales en formato CSV exportados desde los sensores Trigno. Posteriormente, la plataforma identifica automáticamente las columnas correspondientes a señales electromiográficas, aceleración, velocidad angular y tiempo de adquisición, organizando la información según el músculo y segmento corporal evaluado.

Como parte de la validación funcional de la plataforma, se comprobó el correcto cálculo de diferentes indicadores biomecánicos relacionados con el análisis muscular y cinemático. En el caso de las señales EMG, la aplicación calcula frecuencia media (MNF), frecuencia mediana (MDF) y frecuencia dominante, parámetros que permiten analizar la distribución espectral y el comportamiento funcional de la activación muscular durante la marcha.

Adicionalmente, la página web implementa procesamiento espectral mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT), permitiendo generar espectrogramas musculares y visualizar la distribución frecuencial de las señales electromiográficas a lo largo del tiempo. Estas herramientas permiten identificar cambios en la intensidad y distribución espectral asociados a variaciones biomecánicas generadas por las diferentes superficies evaluadas.

Respecto a las señales IMU, la plataforma calcula indicadores relacionados con el comportamiento dinámico del usuario, incluyendo magnitud de aceleración y coeficiente de variación de aceleración.

Asimismo, la aplicación implementa un sistema de clasificación biomecánica basado en umbrales funcionales, permitiendo categorizar variables relacionadas con estabilidad, compensación muscular y riesgo funcional. Esta funcionalidad facilita la interpretación general de los resultados biomecánicos y permite integrar diferentes indicadores dentro de una misma evaluación funcional.

En términos de visualización, la interfaz fue organizada mediante secciones independientes para análisis EMG e IMU, integrando gráficas interactivas, tarjetas de indicadores biomecánicos y visualización estructurada de resultados. Esto permitió mejorar la interpretación técnica de la información obtenida durante las pruebas experimentales.

Finalmente, la página web interactiva genera automáticamente reportes técnicos en formato PDF, integrando datos generales de la prueba, indicadores cuantitativos, interpretación biomecánica, gráficas principales y resumen de archivos procesados. Esta funcionalidad permitió centralizar la información biomecánica dentro de una única herramienta computacional, facilitando la documentación, almacenamiento e interpretación de los resultados obtenidos durante el desarrollo experimental del proyecto.

3.2.8 Evaluación mediante observación y retroalimentación

Además del análisis de señales, la validación del prototipo incluyó observación directa durante la ejecución de las pruebas. Durante esta etapa se verificó, la estabilidad del sistema, la continuidad del desplazamiento, el comportamiento estructural del sistema, la correcta ubicación de sensores, la adquisición continua de datos y el correcto funcionamiento de la página web interactiva.

Además, se tuvo en cuenta la retroalimentación de la directora de grado, especialmente en aspectos relacionados con facilidad de uso, seguridad, comodidad del usuario, interpretación de resultados y utilidad potencial del sistema en contextos de rehabilitación. Esta retroalimentación permitió identificar oportunidades de mejora asociadas a la ergonomía del sistema, visualización de resultados, organización de la interfaz y estandarización experimental.

3.2.9 Criterio general de evaluación

El sistema fue considerado funcionalmente validado cuando cumplió con los siguientes criterios:

<i>Componente validado</i>	<i>Resultado esperado</i>
Sistema multisuperficie	El usuario realiza una marcha continua sobre el césped, arena y pavimento
Estabilidad mecánica y continuidad de marcha	La estructura de lámina galvanizada brindó estabilidad, permitiendo una marcha natural
Superficie tipo pavimento	Se obtiene una marcha con baja variabilidad angular y moderada activación muscular
Superficie tipo césped	La espuma D26 y los bordes de manera brindaron la estabilidad esperada, permitiendo la obtención de pruebas continuas
Superficie tipo arena	Se dio una condición inestable, pero segura
Sensores Trigno	Obtienen señales de EMG e IMU con bajo ruido y continuidad temporal
Ubicación de sensores	Se siguió el protocolo SENIAM, con el objetivo de mejorar la calidad de adquisición de señales
Página web interactiva	Se procesa el archivo CSV y se generan ocho indicadores biomecánicos para brindar un análisis completo
Visualización de resultados	Se observan señales EMG, IMU, espectrogramas, gráficas y métricas funcionales, para facilitar la interpretación biomecánica
Reporte técnico	Centraliza los resultados obtenidos durante la prueba y genera un PDF
Validación funcional general	El prototipo adquiere, procesa e integra la información biomecánica de la rodilla durante la marcha

Tabla 8- *Criterios generales de validación del sistema*

3.4 Plan de análisis de resultados

El análisis de los resultados se desarrolló a partir de la información biomecánica obtenida durante las pruebas experimentales realizadas en las diferentes superficies implementadas en el sistema.

Los datos adquiridos mediante los sensores fueron exportados en formato CSV y posteriormente organizados, procesados y visualizados mediante la herramienta digital desarrollada.

Inicialmente, las señales se cargaron en la aplicación web, donde se realizó la identificación de las variables correspondientes a electromiografía (EMG), acelerometría, giroscopio y tiempo. Posteriormente, se realizó el procesamiento específico para cada tipo de señal. En el caso de las señales EMG, se realizó un análisis temporal y frecuencial mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT), permitiendo transformar la señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia para obtener indicadores como frecuencia media (MNF), frecuencia mediana (MDF), frecuencia dominante y distribución espectral de la actividad muscular. Adicionalmente, se generaron espectrogramas para analizar la variación frecuencial de la señal durante la marcha.

Por otro lado, las señales IMU fueron procesadas a partir de datos de aceleración y velocidad angular obtenidos en los diferentes ejes espaciales. A partir de esta información se calcularon indicadores biomecánicos como magnitud de aceleración y coeficiente de variación (CV), permitiendo analizar el comportamiento dinámico de los segmentos corporales, la estabilidad del movimiento y la respuesta cinemática.

Posteriormente, los resultados fueron comparados entre las superficies tipo pavimento, césped y arena, identificando las diferencias biomecánicas asociadas a la rigidez, deformabilidad y capacidad de amortiguación de cada condición de apoyo. Finalmente, la información procesada fue representada mediante gráficas e indicadores visuales generados desde la página web interactiva, facilitando la interpretación del comportamiento registrado durante las pruebas experimentales de la marcha.

3.5 Indicadores de éxito

Con el objetivo de verificar el cumplimiento de los objetivos propuestos durante el desarrollo del sistema multisuperficie para el análisis biomecánico de la rodilla, se definieron indicadores de éxito respecto a la adquisición de señales, procesamiento digital y validación experimental del prototipo. Dichos indicadores permiten evaluar si la solución propuesta integra de manera adecuada la estructura multisuperficie, los sensores Trigno y la página web interactiva desarrollada en Streamlit.

<i>Actividad clave</i>	<i>Indicador de éxito</i>	<i>Entregable parcial</i>	<i>Responsable (s)</i>
Diseno y construccion del sistema multisuperficie	La estructura de lámina galvanizada y el sistema multisuperficie, se dan de manera continua	Se llegó a un prototipo funcional de lámina galvanizada con superficies intercambiables	Autores del proyecto
Implementación de superficies tipo	Cada superficie genera condiciones	Este sistema fue validado de manera	Autores del proyecto

césped, pavimento y arena.	biomecánicas diferente en la marcha	experimental	
Adquisición de señales EMG e IMU mediante sensores Trigno	Se obtienen señales continuas ,coherentes y con bajo nivel de ruido	Mediante una base de datos en formato CSV	Autores del proyecto
Aplicación del protocolo SENIAM	Los sensores Trigno deben de ubicarse correctamente siguiendo el protocolo	Se realizó un registro fotográfico y procedimiento experimental documento de la marcha en cada superficie	Autores del proyecto
Procesamiento digital de señales	El cálculo de indicadores EMG e IMU se dio correctamente	Por medio de un algoritmo de procesamiento implementado en Python	Autores del proyecto
Desarrollo de página web interactiva	La página carga archivos en formato CSV y detecta señales de EMG e IMU	La página web fue funcional	Autores del proyecto
Implementación de visualización de gráficas y espectrogramas	FFT, señales y espectrogramas fueron visualizados de manera clara	Gracias al módulo de gráficas interactivas d la página web	Autores del proyecto
Generación automática de reportes técnicos	Los reportes fueron exportados en PDF con las métricas biomecánicas calculadas	Se da un reporte técnico automatizado en PDF, sintetizando la información de los datos	Autores del proyecto
Validación experimental del sistema	El sistema logró detectar diferencias biomecánicas entre las superficies propuestas	Mediante resultados experimentales y análisis comparativo	Autores del proyecto
Evaluación funcional y retroalimentación	El prototipo presenta la facilidad de uso y fue de gran utilidad	Se registran las observaciones y se da una	Autores del proyecto y directora de grado

	para el análisis biomecánico	retroalimentación funcional	
--	------------------------------	-----------------------------	--

Tabla 9-Indicadores de éxito del sistema multisuperficie para análisis biomecánico de la rodilla.

Fuente: Elaboración propia

3.6 Descripción de los siguientes pasos de avance en la tecnología

Como proyección futura del sistema multisuperficie para el análisis biomecánico de la rodilla, se espera avanzar hacia una etapa de optimización tecnológica, validación clínica y ampliación funcional del prototipo desarrollado. A largo plazo se busca que el sistema pueda evolucionar hacia una herramienta más robusta, práctica y adaptable, permitiendo su implementación en escenarios clínicos, deportivos y de investigación biomecánica a mayor escala.

Inicialmente, se plantea fortalecer la estructura física del sistema mediante el uso de materiales con mejores propiedades mecánicas, mayor persistencia y mejor adaptabilidad frente a diferentes condiciones de uso. Asimismo, se proyecta incorporar mecanismos que permitan una instalación, desmontaje y sustitución más rápida de las superficies intercambiables, facilitando el uso del sistema durante las pruebas y mejorando aspectos relacionados con estabilidad, ergonomía, portabilidad y comodidad para diferentes tipos de usuarios. Además de las superficies inicialmente planteadas, se espera incluir nuevas superficies que permitan ampliar las condiciones funcionales evaluadas, como superficies húmedas, irregulares, inclinadas, deportivas o de absorción variable.

De igual manera, se espera ampliar la capacidad de adquisición de datos biomecánicos del sistema, integrando no solamente señales de EMG e IMU, sino otras variables relacionadas con el comportamiento funcional de la rodilla, como equilibrio, control neuromuscular, etc. Lo cual, permitiría realizar análisis biomecánicos más completos y obtener una interpretación más integral del comportamiento de la articulación bajo diferentes superficies y condiciones funcionales.

Adicionalmente, se proyecta la implementación de modelos basados en inteligencia artificial y aprendizaje automático que permitan identificar patrones asociados a alteraciones funcionales, compensaciones biomecánicas y posibles riesgos de lesión. Estas herramientas servirán como un apoyo complementario en los procesos de rehabilitación, seguimiento funcional y apoyo en ciertas decisiones clínicas.

Finalmente, se espera poder realizar procesos de validación funcional y clínica en una población más amplia, incluyendo usuarios con diferentes tipos de lesiones de rodilla y sanos, con el fin de comparar comportamientos bajo distintas superficies y condiciones funcionales. Lo que permitirá fortalecer la confiabilidad del sistema, mejor reproducibilidad de los resultados y evaluar su potencial aplicación en escenarios clínicos, deportivos y de investigación.

Conclusión

Para concluir, el desarrollo del sistema multisuperficie para el análisis biomecánico de la rodilla permitió diseñar una propuesta tecnológica orientada a la evaluación funcional de la rodilla en condiciones más cercanas a los entornos reales de la marcha. A través de la integración de superficies intercambiables como el césped, pavimento y arena , junto con sensores Trigno capaces de adquirir señales de EMG e IMU, fue posible plantear una herramienta enfocada en la caracterización biomecánica de la articulación bajo diferentes condiciones.

Asimismo, el proyecto permitió evidenciar cómo las propiedades mecánicas de cada superficie influyen en la estabilidad, activación muscular y comportamiento cinemático de la rodilla, resaltando la importancia de realizar evaluaciones funcionales en sistema multisuperficie. Durante el desarrollo se identificaron limitaciones asociadas a materiales, dimensiones de las superficies y métodos de adquisición, estos aspectos permitieron llegar a una mejora en el prototipo y a una selección de soluciones adecuadas.

De igual manera, se implementó una página web interactiva para el procesamiento, visualización e interpretación de las señales biomédicas, permitiendo obtener indicadores importantes como frecuencia media, frecuencia mediana, frecuencia dominante, magnitud de aceleración y coeficiente de variación de aceleración. Esto fortaleció el enfoque integral del sistema y demostró que las herramientas digitales cuentan con un gran potencial para el uso en rehabilitación.

Finalmente, el presente proyecto no solo aportó al desarrollo experimental para la evaluación biomecánica de la rodilla , sino que fortaleció varias competencias relacionadas con biomecánica, procesamiento de señales y diseño de sistemas interactivos. Además, deja abiertas las posibilidades de mejora y futuras investigaciones orientadas a validación clínica, ampliación de variables biomecánicas y optimización estructural del sistema.

Referencias bibliográficas

[1] H. F. Hart *et al.*, "May the force be with you: understanding how patellofemoral joint reaction force compares across different activities and physical interventions—a systematic review and meta-analysis," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 56, no. 9, pp. 521–530, Feb. 2022, doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104686>.

[2] K. D. Shelbourne and P. Nitz, "Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction," *Am. J. Sports Med.*, vol. 18, no. 3, pp. 292–299, 1990. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19945588/>

[3] R. Mizner and C. Heidema, "Force platforms can accurately predict knee kinetics limb asymmetry with sit-to-stands during ACL rehabilitation," *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2022.

[4] A. López-Correa, "Aumentan las lesiones de rodilla entre los jóvenes," LopezCorrea – Noticias de salud, 2025. [En línea]. Disponible en:

<https://lopezcorrea.com/inicio/index.php/contenidos/noticias-de-salud/aumentan-las-lesiones-de-rodilla-entre-los-jovenes>. [Accedido: 2026].

[5] GPNotebook, "Epidemiology of knee pain," 2017. [En línea]. Disponible en: <https://gpnotebook.com/es/pages/medicina-musculoesqueletica/dolor-de-rodilla/epidemiologia-del-dolor-de-rodilla>. [Accedido: 2026].

[6] S. J. Hall, *Biomecánica básica*, 9.^a ed. Ciudad de México, México: McGraw-Hill Interamericana, 2022. Consultado en la Biblioteca Virtual de la Pontificia Universidad Javeriana Cali.

[7] Zhang, L. y Liu, G. (2020). Biomecánica de la articulación de la rodilla en condiciones fisiológicas y cómo las patologías pueden afectarla: Una revisión sistemática . *Applied Bionics and Biomechanics*, 2020

[8] B. J. Stetter, S. Ringhof, F. C. Krafft, S. Sell, and T. Stein, "Estimation of knee joint forces in sport movements using wearable sensors and machine learning," *Sensors*, vol. 19, no. 17, p. 3690, Aug. 2019. doi: 10.3390/s19173690.

[9] "Assessment of Knee Kinetic Symmetry Using Force Plate Technology - PubMed". PubMed. Accedido el 1 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29809086/>

[10] "Impacto del entrenamiento en plataformas vibratorias en la rehabilitación post-quirúrgica del ligamento cruzado anterior. Una revisión sistemática | MLS Sport Research". Multi-Lingual Scientific Journals. Accedido el 3 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible: <https://www.mlsjournals.com/Sport-Research/article/view/3382>

[11] E. S. Matijevich, L. R. Scott, P. Volgyesi, K. H. Derry, and K. E. Zelik, "Combining wearable sensor signals, machine learning and biomechanics to estimate tibial bone force and damage during running," *Human Movement Science*, vol. 74, p. 102690, Oct. 2020, doi: 10.1016/j.humov.2020.102690.

[12] "Remote Patient Monitoring with Wearable Sensors Following Knee Arthroplasty - PubMed". PubMed. Accedido el 3 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34372377/>

[13] Ministerio de Salud de Colombia, *Resolución 8430 de 1993*. [En línea]. Disponible: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/lists/bibliotecadigital/ride/de/dij/resolucion-8430-de-1993.pdf>

[14] República de Colombia, *Ley 1581 de 2012*. [En línea]. Disponible en: <https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/norma.php?i=49981>

[15] N. Cross, *Engineering Design Methods: Strategies for Product Design*, 4th ed. Chichester, U.K.: Wiley, 2008.

[16] "Motion capture – Mocap," *Qualisys*. [En línea]. Disponible en: <https://www.qualisys.com/>

[17] "Clinical Research," *Delsys Europe*. [En línea]. Disponible en: <https://delsyseurope.com/movement-sciences/clinical/>

[18] E. M. Suárez et al., "Análisis cinemático y cinético de la marcha humana," *Revista del Pie y Tobillo*, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://www.fondoscience.com/sites/default/files/articles/pdf/rpt.1701.fso31008-analisis-cinematico-cinetico-marcha-humana.pdf>

[19] A. M. Gómez, J. F. Curcio, and J. L. Duque, "Impact of walking path length on gait parameters during the 2-minute walk test in healthy young adults," *Revista Colombiana de Rehabilitación*, vol. 10, no. 1, pp. 45–53, 2011. [Online]. Available: [SciELO Colombia](#)

[20] C. Lo Zoppo, V. Belluscio, and G. Vannozzi, "Impact of Walking Path Length on Gait Parameters During the 2-Minute Walk Test in Healthy Young Adults," *Biomechanics*, vol. 5, no. 4, p. 82, 2025, doi: 10.3390/biomechanics5040082.

[21] [OptiTrack Documentation – Delsys EMG Setup](#), OptiTrack, accessed May 14, 2026.

[22] [SENIAM Project](#), "Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)," European Union Biomedical and Health Research Programme, accessed May 14, 2026

[23] [Beatex – Ficha técnica de espumas para muebles y colchones](#), "Ficha técnica comercial de espumas D26, D30, D35 y D40," Beatex, versión 7, Sep. 2, 2011. [Online]. Available: <https://www.beatex.com.co/wp-content/uploads/2024/11/Ficha-Tecnica-de-espumas-para-muebles-y-colchones-beatex.pdf>

[24] Steven W. Smith, *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, 1997, ch. 8. [Online]. Available: <https://www.dspguide.com/ch8/1.htm>

[25] Angkoon Phinyomark, Sirinee Thongpanja, Huosheng Hu, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis," in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech, Oct. 17, 2012, doi: 10.5772/50639. [Online]. Available: <https://www.intechopen.com/chapters/40123>

[26] James Stewart, *Calculus: Early Transcendentals*, 7th ed. Belmont, CA, USA: Brooks/Cole, 2012.

[27] Douglas C. Montgomery and George C. Runger, *Applied Statistics and Probability for Engineers*, 6th ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2014.

[28] [Universidad Nacional Autónoma de México \(UNAM\) – Electromiografía](#), “Electromiografía,” Facultad de Medicina, Universidad Nacional Autónoma de México, accessed May 14, 2026.

[29] [Delsys Trigno Wireless System User Guide](#), Delsys Inc., “Trigno Wireless System User Guide,” accessed May 15, 2026.

4. Anexos

Anexo 1. Análisis señales EMG segunda caminata en la simulación del césped

A continuación se presenta el análisis de los indicadores de la segunda caminata realizada en la simulación del césped.

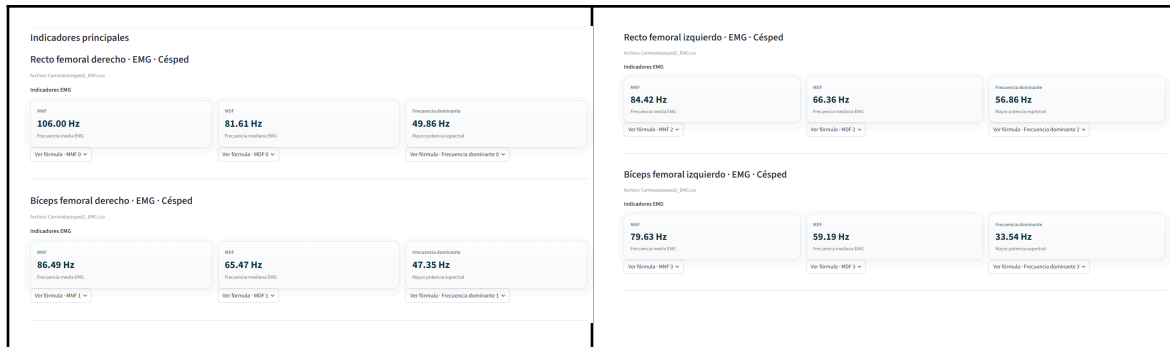


Figura 86- Indicadores EMG caminata 2 simulación césped. Fuente: Elaboración propia

En los resultados obtenidos, el recto femoral derecho presentó los valores más altos de activación espectral, con una MNF de 106.00 Hz y una MDF de 81.61 Hz, además de una frecuencia dominante de 49.86 Hz. Por otra parte, el bíceps femoral derecho presentó una MNF de 86.49 Hz y una MDF de 65.47 Hz, mostrando una activación moderada en comparación con el recto femoral derecho. La frecuencia dominante de 47.35 Hz evidencia una distribución espectral relativamente estable.

Respecto a el recto femoral izquierdo se registró una MNF de 84.42 Hz y una MDF de 66.36 Hz, mientras que la frecuencia dominante alcanzó 56.86 Hz, siendo una de las más altas del análisis. Esto indica que, aunque la energía global de la señal fue menor que en el recto femoral derecho, existieron picos de activación más concentrados en frecuencias específicas.

Finalmente, el bíceps femoral izquierdo presentó los valores más bajos del conjunto analizado, con una MNF de 79.63 Hz, una MDF de 59.19 Hz y una frecuencia dominante de 33.54 Hz. Este comportamiento refleja una menor intensidad de activación muscular y una señal más concentrada en bajas frecuencias.

Seguidamente, se presenta el análisis de cada una de las señales EMG registradas durante la caminata 2, permitiendo evaluar la variabilidad y el comportamiento de la activación muscular durante la marcha.

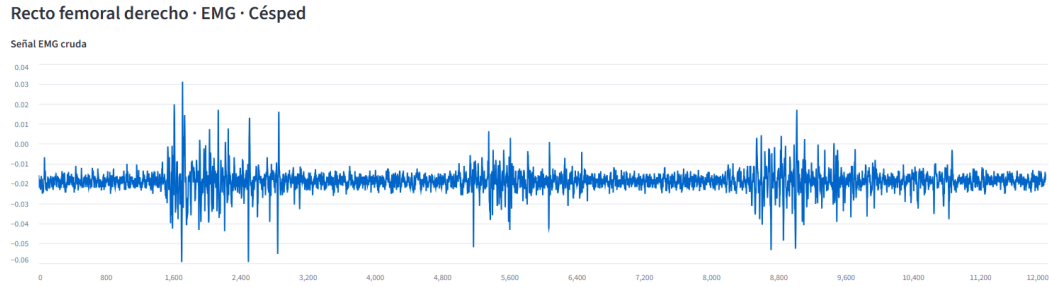


Figura 87- Señal EMG 2 recto femoral derecho - césped: Elaboración propia

El registro EMG del recto femoral derecho durante la caminata en césped muestra una señal estable en la línea base, confirmando una buena calidad de adquisición y poco ruido. Entre las muestras 1.500 y 3.000, se presentan picos de gran amplitud que reflejan una contracción intensa y un mayor reclutamiento de unidades motoras, asociados al apoyo y estabilización de la rodilla sobre la superficie blanda. Entre las muestras 5.000 y 6.400, se evidencia una activación más moderada, con menor amplitud y densidad, lo que sugiere una transición biomecánica entre fases de la marcha. Finalmente, las muestras encontradas entre 8.500 y 9.600, vuelven a mostrar un aumento considerable en la amplitud y frecuencia de las oscilaciones, indicando una mayor demanda muscular para ajustes posturales y estabilización frente a las irregularidades del césped.



Figura 88- Señal EMG 2 bíceps femoral derecho - césped: Elaboración propia

La señal EMG del bíceps femoral derecho durante la caminata en césped muestra una activación muscular variable. Al inicio, hasta la muestra 2.800, la amplitud se mantiene baja y estable, indicando una activación moderada. A partir de la muestra 3.000 se observan incrementos importantes con ráfagas que alcanzan valores cercanos a 0.08 mV y luego superiores a 0.10 mV, indicando una participación activa en la estabilización de la pierna.

La región más intensa se encuentra entre las muestras 6.500 y 7.400, con picos próximos a 0.12 y gran dispersión de la señal, lo que sugiere un fuerte trabajo muscular y la desaceleración del movimiento. Posteriormente, la señal disminuye hacia valores más estables, aunque persisten

pequeñas activaciones. Entre las muestras 10.500 y 11.000 aparece otra ráfaga significativa, evidenciando ajustes neuromusculares para mantener la estabilidad sobre el césped.

La actividad se caracteriza por un patrón dinámico, con periodos de estabilidad seguidos de ráfagas de alta amplitud. Los picos elevados coinciden con indicadores espectrales confirmando una actividad moderada-alta y un comportamiento adaptativo del bíceps femoral frente a las condiciones irregulares y amortiguadoras del césped.

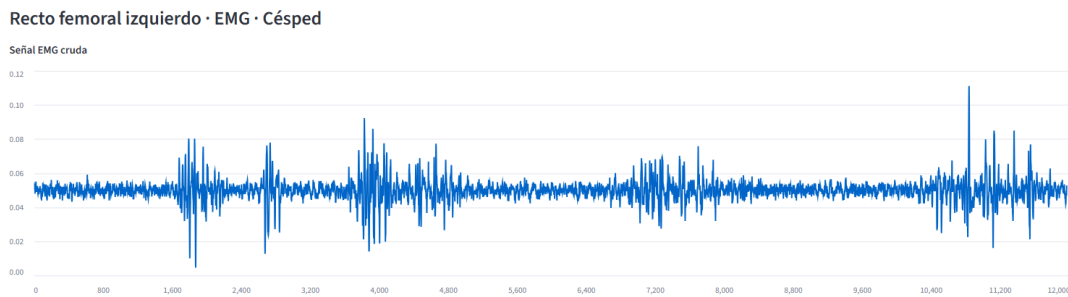


Figura 89- Señal EMG 2 recto femoral izquierdo - césped: *Elaboración propia*

En la señal EMG del recto femoral izquierdo durante la caminata en césped, se observa que entre las muestras 1.600 y 2.200 aparecen oscilaciones moderadas cercanas a 0.08 mV, asociadas al inicio del apoyo y control de la rodilla. Hacia la muestra 2.700 surge un pico aislado de alta amplitud con rápida caída.

La región más activa se encuentra entre las muestras 3.700 y 4.800, con oscilaciones densas y amplitudes elevadas. Posteriormente, entre las muestras 6.900 y 7.800, la actividad se mantiene moderada con oscilaciones repetitivas de menor amplitud. En el tramo 10.500 a 11.500 se observan los picos más altos de toda la señal, superiores a 0.10 mV, lo que refleja una fuerte respuesta muscular y compensaciones dinámicas para mantener la estabilidad.

La señal se caracteriza por una activación sostenida con incrementos específicos de amplitud en distintos momentos de la marcha, acompañada de una frecuencia dominante de 56.86 Hz, la más alta entre los músculos analizados y valores de MNF y MDF que indican un reclutamiento moderado-alto y una adecuada capacidad de adaptación frente a las condiciones amortiguadoras del césped.

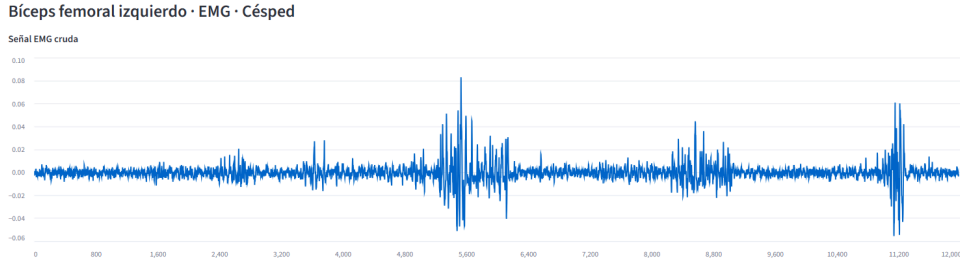


Figura 90- Señal EMG 2 bíceps femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

La señal EMG del bíceps femoral izquierdo muestra un comportamiento intermitente, con períodos de baja activación seguidos de ráfagas más intensas. Hasta la muestra 2.200 la amplitud es baja y con poca dispersión, reflejando una activación moderada. Entre las muestras 2.300 y 3.000 aparecen ráfagas pequeñas con incrementos progresivos en la amplitud, lo que indica mayor participación del músculo en la estabilización de la marcha.

La región más predominante se encuentra entre las muestras 5.000 y 6.200, donde se observan oscilaciones de alta amplitud y gran dispersión, con picos positivos cercanos a 0.08 mV y negativos próximos a -0.05 mV. Este comportamiento podría relacionarse con ajustes musculares durante la marcha sobre césped, donde las propiedades de amortiguación y menor rigidez de la superficie pueden generar variaciones en el reclutamiento de unidades motoras.

Después de esta fase, la señal se estabiliza, aunque entre las muestras 8.200 y 9.000 se presenta otra activación moderada con oscilaciones repetitivas de menor amplitud. Entre las muestras 11.000 y 11.300 aparece una ráfaga significativa con picos positivos y negativos, reflejando ajustes musculares rápidos en las fases finales del desplazamiento.

A continuación, se presenta el análisis de las señales FFT y los espectrogramas EMG correspondientes a la caminata 2 sobre la simulación tipo césped, permitiendo evaluar la distribución frecuencial y el comportamiento espectral de la actividad muscular durante la marcha.

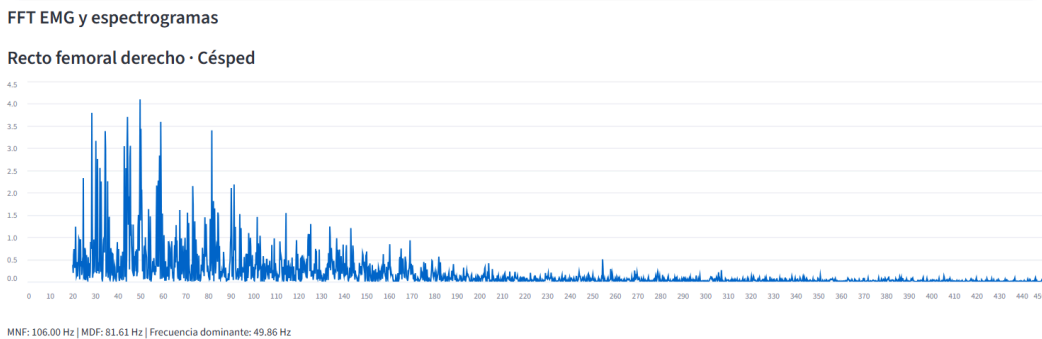


Figura 91- FFT EMG 2 recto femoral derecho - césped: Elaboración propia

La gráfica FFT del recto femoral derecho muestra una distribución espectral amplia con concentración de energía en bajas y medias frecuencias, entre 20 Hz y 150 Hz. La mayor concentración se observa entre 30 Hz y 90 Hz, con múltiples picos de alta amplitud y un pico principal en 49.86 Hz, lo que indica que gran parte de la actividad muscular se concentró en ese rango.

La MNF y la MDF reflejan una distribución energética extendida hacia frecuencias medias-altas.

Después de los 150 Hz la amplitud espectral disminuye progresivamente, a partir de los 200 Hz, se logra observar una reducción significativa, aunque existen componentes hasta cerca de 450 Hz, sus amplitudes son muy bajas .

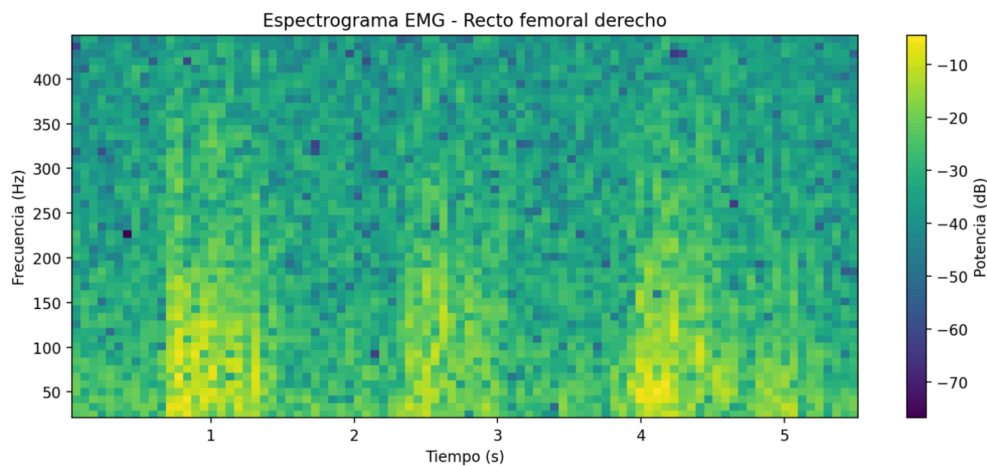


Figura 92- Espectrograma EMG 2 recto femoral derecho - césped: Elaboración propia

El espectrograma EMG del recto femoral derecho muestra una concentración de energía en bajas y medias frecuencias, entre 20 Hz y 150 Hz y mayor intensidad entre 30 Hz y 90 Hz.

Además se logra observar que entre los segundos 0.8 y 1.4 s hay un aumento de potencia espectral, entre los segundos 2.5 y 3.0 s hay energía alta pero menor que la inicial y entre los segundos 4.0 y 5.0 s hay una elevada concentración espectral en frecuencias bajas.

La señal presenta patrones intermitentes de activación, coherentes con las fases del ciclo de marcha y la función del recto femoral en la estabilización de la rodilla. La mayor intensidad espectral se mantiene por debajo de 150 Hz, mientras que las frecuencias superiores a 200 Hz aparecen con menor potencia y de forma dispersa. Este comportamiento coincide con la FFT, en donde se muestra una activación muscular dinámica frente a las propiedades del césped.

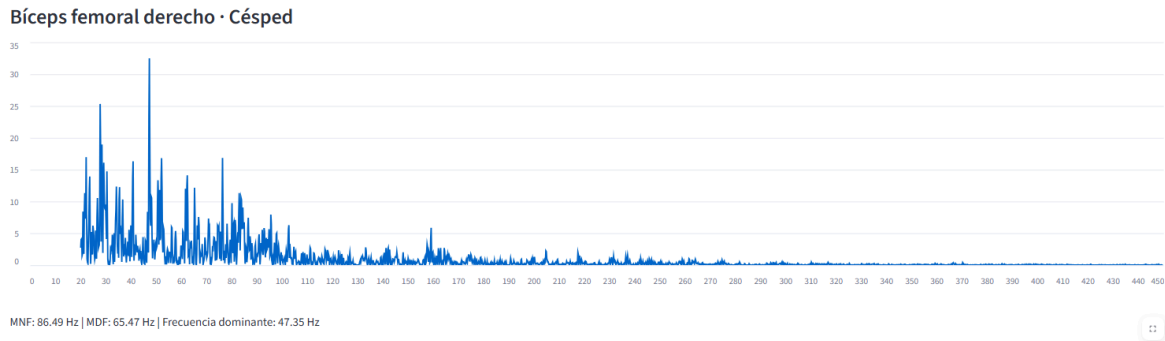


Figura 93- FFT EMG 2 bíceps femoral derecho - césped: Elaboración propia

La gráfica FFT del bíceps femoral derecho muestra una distribución espectral concentrada en bajas frecuencias, con la mayor parte de la energía entre 20 Hz y 100 Hz. El pico principal aparece en 47.35 Hz, que corresponde a la frecuencia dominante, donde se registran las amplitudes más altas.

La MNF es de 86.49 Hz y la MDF es de 65.47 Hz, es decir, que son menores que las del recto femoral derecho, lo que refleja una distribución energética más concentrada hacia frecuencias bajas.

La potencia espectral disminuye después de los 100 Hz y a partir de los 150 Hz la amplitud es muy baja, con pequeños componentes dispersos hasta cerca de 250 Hz.

El patrón evidencia una activación activa pero menos intensa que la del recto femoral, con múltiples picos en frecuencias bajas y medias que reflejan un comportamiento adaptativo frente a las propiedades amortiguadoras del césped.

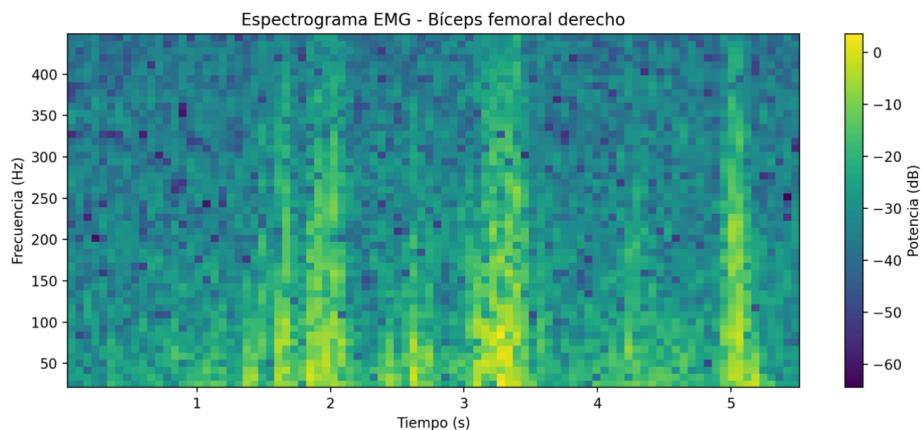


Figura 94- Espectrograma EMG 2 bíceps femoral derecho - césped: Elaboración propia

El espectrograma EMG del bíceps femoral derecho durante la caminata en césped muestra una activación muscular dinámica e intermitente. La mayor concentración de energía se encuentra entre 20 Hz y 150 Hz, donde predominan tonalidades amarillas y verdes claras, reflejando los momentos de mayor activación muscular. Se distinguen varias regiones de alta intensidad entre los segundos 1.5 y 2.2 aparece un incremento espectral amplio, entre los segundos 3.0 y 3.5 se observa otra zona de elevada energía, una de las más intensas de la gráfica y cerca del segundo 5.0 se da un nuevo aumento significativo de potencia. El patrón evidencia una activación variable pero intensa en momentos específicos del ciclo de marcha.

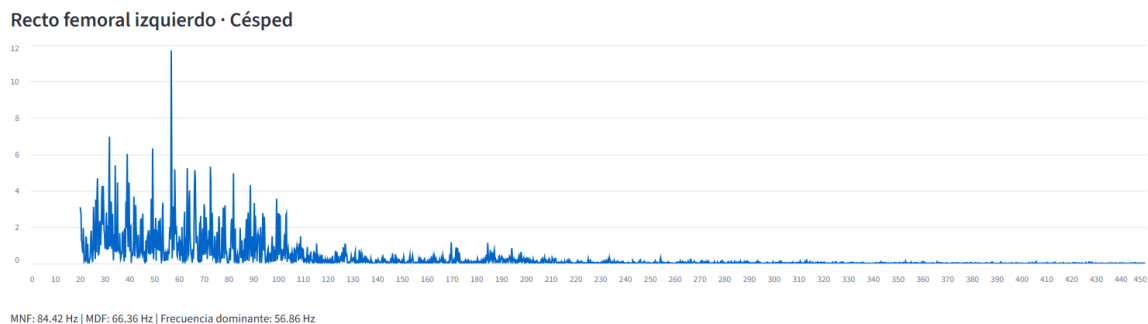


Figura 95- FFT EMG 2 recto femoral izquierdo - césped : *Elaboración propia*

La gráfica FFT del recto femoral izquierdo durante la caminata en césped muestra una distribución espectral concentrada entre 20 Hz y 110 Hz, donde se ubica la mayor parte de la energía electromiográfica. Además, se logra observar múltiples picos en bajas y medias frecuencias, destacando uno dominante cercano a 56.86 Hz, el más alto entre los músculos analizados. La frecuencia media es de 84.42 Hz y la frecuencia mediana es de 66.36 Hz, lo que refleja una distribución energética moderada hacia frecuencias medias. La potencia disminuye rápidamente después de los 100 Hz y, a partir de los 150 Hz, la amplitud es baja con componentes aislados, confirmando que la información útil se concentra en frecuencias bajas-medias. El comportamiento evidencia una participación activa del recto femoral izquierdo en la estabilización dinámica de la rodilla durante la marcha en césped, con una respuesta espectral más concentrada y menos dispersa que la del recto femoral derecho.

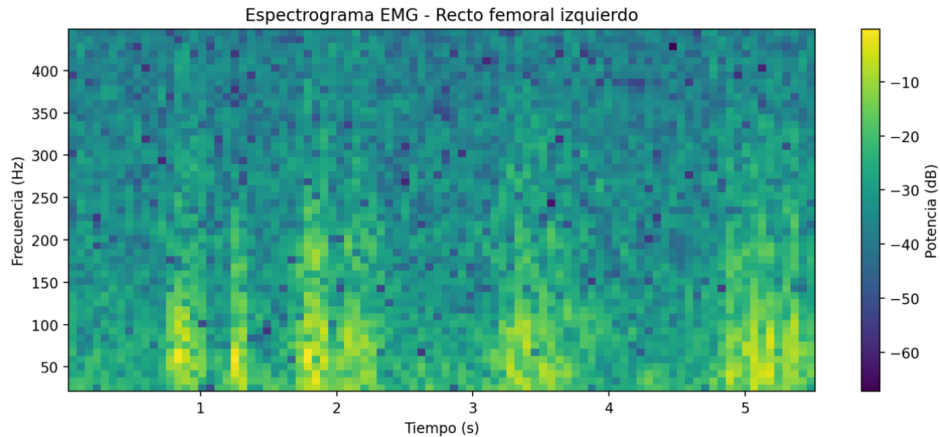


Figura 96- Espectrograma EMG 2 recto femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

El espectrograma EMG del recto femoral izquierdo muestra una concentración energética predominante en bajas y medias frecuencias, principalmente entre 20 Hz y 150 Hz, con tonalidades amarillas y verdes claras que representan los momentos de mayor potencia espectral.

Se identifican varias regiones de activación significativa, entre los segundos 0.8 y 1.2 aparece un incremento de potencia, entre los segundos 1.6 y 2.3 se observa la zona más intensa, con alta concentración energética entre 40 Hz y 120 Hz, alrededor de los segundos 3.3 a 4.0 surge otra región de activación relevante, aunque menos intensa, y entre los segundos 4.9 y 5.4 se presenta un nuevo aumento marcado de potencia espectral.

Respecto a las frecuencias, estas son superiores a 200 Hz y aparecen con menor intensidad y de forma dispersa, confirmando que la mayor parte de la actividad útil se concentra en bajas y medias frecuencias. Los valores de MNF y MDF reflejan una activación moderada-alta sin evidencia de fatiga.

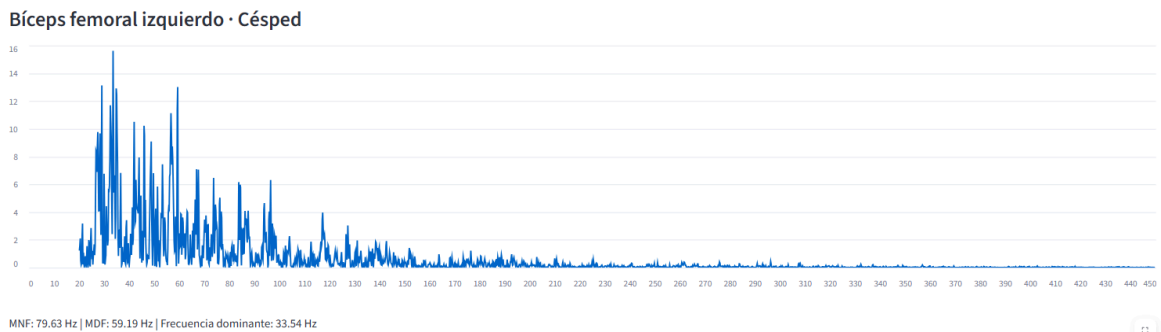


Figura 97- FFT EMG 2 bíceps femoral izquierdo - césped : Elaboración propia

La gráfica FFT del bíceps femoral izquierdo muestra una distribución espectral concentrada en bajas frecuencias, especialmente entre 20 Hz y 100 Hz. La frecuencia dominante está en 33.54 Hz, la más baja de todos los músculos evaluados, lo que indica una activación menos explosiva. El espectro presenta varios picos entre 25 Hz y 60 Hz.

La MNF es de 79.63 Hz y la MDF es de 59.19 Hz, estas son las más bajas de todos los músculos, confirmando una distribución energética menos extendida hacia frecuencias altas y un reclutamiento muscular moderado en comparación con los rectos femorales y el bíceps femoral derecho.

Se observa que la potencia espectral disminuye rápidamente después de los 100 Hz y, a partir de los 150 Hz, la amplitud es muy baja con componentes dispersos poco representativos, lo que quiere decir que la información relevante se concentra en bajas y medias frecuencias.

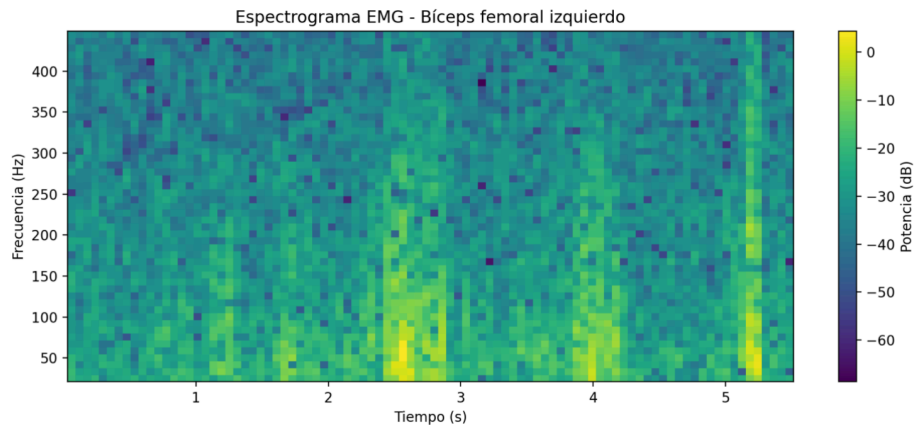


Figura 98- Espectrograma EMG 2 bíceps femoral izquierdo - césped: Elaboración propia

En el espectrograma EMG del bíceps femoral izquierdo se observa una actividad intermitente con regiones específicas de incremento de potencia espectral concentradas principalmente entre 20 Hz y 150 Hz. La primera zona importante se encuentra entre los segundos 1.0 y 1.5 con un aumento moderado de potencia en bajas y medias frecuencias, entre los segundos 2.4 y 3.0 se presenta la región más intensa de todo el espectrograma, con alta concentración por debajo de 120 Hz. Posteriormente, entre los segundos 3.8 y 4.3 surge otra activación moderada de distribución amplia, seguida de una última fase intensa alrededor del segundo 5.2, caracterizada por una banda vertical que abarca múltiples frecuencias y refleja una ráfaga muscular rápida.

La distribución energética es más fragmentada y menos continua que la de los rectos femorales, Las frecuencias superiores a 200 Hz aparecen con menor intensidad y de forma dispersa, confirmando que la mayor parte de la actividad útil se concentra en bajas frecuencias. Los valores de frecuencia dominante, MNF y MDF previamente obtenidos también evidencian un predominio de componentes bajos y una activación global menos intensa respecto a otros músculos.

Anexo 2. Análisis señales EMG segunda caminata en la simulación pavimento/ceramica

En la caminata 2 sobre la superficie de cerámica/pavimento, el análisis espectral de las señales EMG evidenció una activación muscular más equilibrada entre ambos miembros inferiores en comparación con la caminata inferior. La frecuencia media (MNF) representa el promedio ponderado de las frecuencias de la señal según su potencia; la frecuencia mediana (MDF) divide el

espectro en dos regiones con igual contenido energético; y la frecuencia dominante corresponde a la frecuencia donde se concentra la mayor potencia espectral.

A continuación se presenta el análisis de los indicadores de la segunda caminata realizada en la simulación pavimento/cerámica.

El recto femoral derecho presentó valores de MNF= 92.77 Hz, MDF = 73.90 Hz y una frecuencia dominante de 59,39 Hz. Estos resultados sugieren una activación funcional del cuádriceps derecho, con predominio de energía en frecuencias medias. La frecuencia dominante cercana a 60 Hz indica que la mayor potencia de la señal estuvo asociada a un rango típico de contracción muscular durante la marcha, posiblemente relacionado con el control de la rodilla y la estabilización del miembro inferior durante la fase de apoyo. Por su parte, el bíceps femoral derecho registró valores de MNF =95.35 Hz, MDF= 77.05 Hz y una frecuencia dominante de 35.55 Hz. Aunque la frecuencia dominante fue relativamente baja, las frecuencia media y mediana fueron las más altas del conjunto analizado, indicando que la señal presentó un contenido energético importante distribuido hacia frecuencias medianas y medias-altas. Esto sugiere una participación relevante del bíceps femoral derecho en el control posterior de la rodilla, especialmente durante la fase de balanceo y desaceleración de la pierna. En el miembro inferior izquierdo, el recto femoral presentó los valores más bajos del análisis, con MNF =84.82 Hz , MDF = 65.33 HZy frecuencia dominante = 53.39. Estos resultados indican una menor exigencia espectral en comparación con los demás músculos evaluados. Aunque el músculo mostró una activación funcional durante la marcha, el menor contenido de frecuencias altas podría asociarse a un comportamiento más estable, menos intenso o menos explosivo.

Finalmente el bíceps femoral izquierdo obtuvo valores de MNF = 91.44 Hz, MDF = 71.69 Hz y una frecuencia dominante de 30.77 Hz. la frecuencia dominante baja indica que la mayor parte de la potencia espectral se concentró en frecuencias bajas; sin embargo la MNF cercana a 91 Hz evidencia también la presencia de componentes en frecuencias medias. Este comportamiento sugiere una activación muscular sostenida y orientada principalmente al control y estabilización de la rodilla , más que a movimientos rápidos o bruscos.

Seguidamente, se presenta el análisis de cada una de las señales EMG registradas durante la caminata 2, permitiendo evaluar la variabilidad y el comportamiento de la activación muscular durante la marcha.

Recto femoral derecho · EMG · Cerámica/Pavimento

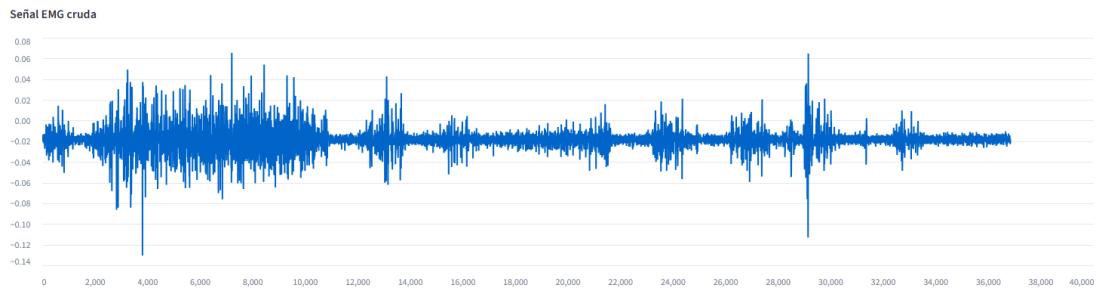


Figura 99- Señal EMG 2 recto femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

La señal EMG cruda del recto femoral derecho en la caminata 2 sobre pavimento muestra un comportamiento claramente no uniforme en el tiempo, con fases bien diferenciadas de activación muscular. Al inicio del registro (aproximadamente entre 0 y 10.000 muestras) se observa una alta densidad de oscilaciones y una amplitud considerable, con picos tanto positivos como negativos que alcanzan valores cercanos a $\pm 0.06-0.08$, e incluso un evento más extremo cercano a -0.12 alrededor de las 4.000 muestras. Esta zona indica una fase de alta activación muscular, donde el recto femoral está trabajando intensamente, probablemente asociada a una marcha más dinámica o a una fase donde hay mayor demanda de estabilización y control de la rodilla durante el apoyo.

Posteriormente, entre 10.000 y 20.000 muestras, la señal muestra una reducción clara en la amplitud y en la densidad de picos, aquí la actividad muscular es más baja y estable, lo que sugiere una fase de menor exigencia, posiblemente relacionada con una transición en la marca o un patrón más eficiente donde el músculo no necesita generar tanta fuerza.

A partir de 20.000 muestras, la señal vuelve a mostrar incrementos intermitentes de actividad, pero ya no tan sostenidos como al inicio, se observan paquetes de activación alrededor de 22.000-24.000, 26.000-28.000 y especialmente un evento muy marcado cerca de las 29.000-30.000 muestras, donde aparece un pico negativo profundo (cercano a -0.10) acompañado de alta variabilidad. Este evento representa una contracción fuerte y puntual, probablemente asociada a un impacto o ajuste postural. En la fase final (30.000-38.000 muestras), la señal disminuye progresivamente su amplitud y se vuelve más compacta y estable, con oscilaciones pequeñas, lo que indica una reducción de la activación muscular o una marcha más controlada y menos exigente.

Bíceps femoral derecho · EMG · Cerámica/Pavimento

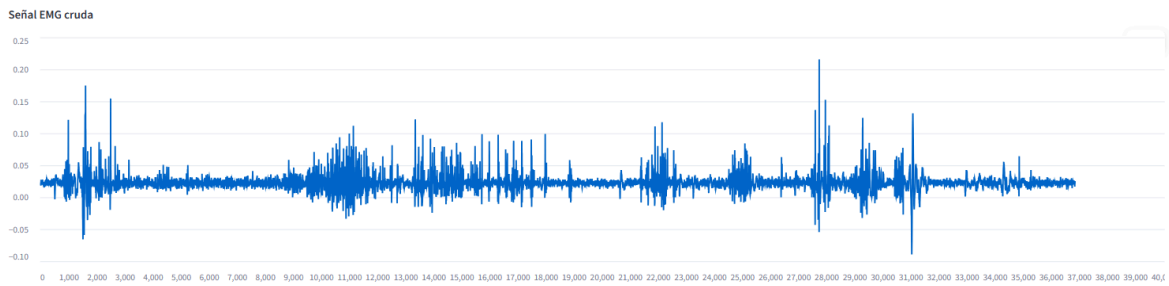


Figura 100- Señal EMG 2 bíceps femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

La señal EMG cruda del bíceps femoral derecho en caminata 2 sobre pavimento muestra una activación principalmente intermitente, con una línea base cercana a valores bajos y varios paquetes de actividad distribuidos durante el registro. A diferencia de una contracción continua, aquí se observan rafagas musculares puntuales, especialmente alrededor de las muestras 1.000-2.500, 10.000-11.500, 13.000-17.000, 21.500-22.500, 24.500-25.500 y 27.500-31.000. esto indica que el bíceps femoral derecho no está activo de forma sostenida todo el tiempo si no que participa en momentos específicos de la marcha, posiblemente durante el control de la flexión de la rodilla la desaceleración de la pierna en fase de balanceo y la estabilización posterior al contacto.

El evento más fuerte aparece cerca de las 27.500-28.000 muestras, donde la señal alcanza un pico positivo aproximado de 0.22, el más alto de toda la gráfica. También se observan picos importantes al inicio, cerca de 1.500-2.000 muestras, y otro pico negativo marcado alrededor de 31.000 muestras. Estos eventos reflejan contracciones rápidas y de alta intensidad posiblemente asociadas a impactos o ajustes posturales. En la mayor parte del registro, la señal se mantiene con amplitud baja, cercana a 0.002-0.04, lo que sugiere una actividad basal moderada. Sin embargo, cuando el músculo se activa, lo hace con picos claros y bien definidos.

Recto femoral izquierdo · EMG · Cerámica/Pavimento

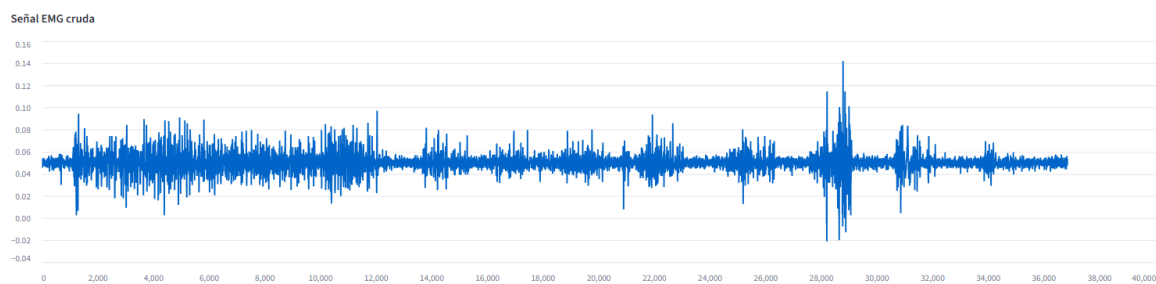


Figura 101- Señal EMG 2 recto femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La señal EMG cruda del recto femoral izquierdo en caminata 2 sobre pavimento muestra una actividad muscular con una línea base elevada, alrededor de 0.05, y con oscilaciones variables durante casi todo el registro. Al inicio, entre aproximadamente 1.000 y 12.000 muestras, se observa una zona de activación bastante densa, con múltiples picos 0.02 y 0.09, lo que indica una participación constante del músculo durante esta fase de la marcha.

Entre 12.000 y 20.000 muestras, la señal se vuelve más estable y compacta, con menor amplitud, lo que sugiere una reducción de la exigencia muscular o una fase de marcha más controlada. Luego aparecen nuevos paquetes de activación alrededor de 21.000-25.500 y 25.000-26.000 muestras, aunque no tan intensos como los eventos principales.

El evento más importante ocurre entre 28.000 y 29.500 muestras, donde la señal presenta una activación brusca, con picos positivos cercanos a 0.14 y descensos hasta valores cercanos -0.02. Este es el episodio de mayor intensidad de toda la gráfica y probablemente represente una contracción fuerte del recto femoral izquierdo, asociada a estabilización de rodilla o contacto con el suelo. Después de las 30.000 muestras, la señal vuelve a disminuir y se mantiene más uniforme, con picos aislados.

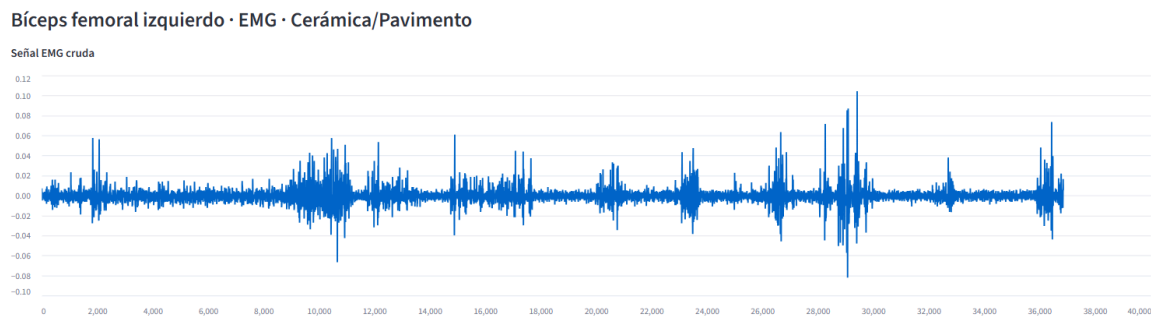


Figura 102- Señal EMG 2 bíceps femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La señal EMG cruda del bíceps femoral izquierdo en caminata 2 sobre pavimento muestra una activación intermitente, con una línea base cercana a 0 y varios paquetes de actividad muscular distribuidos durante el registro. La mayor parte del tiempo la señal mantiene amplitudes bajas, lo que indica que el mulo no está trabajando de forma continua, sino que se activa en momentos específicos de la marcha.

Entre 0 y 8.000 muestras, la señal es relativamente estable, aunque aparecen picos aislados cerca de 1.800-2.000 muestras. Luego, entre 9.000 y 11.500 muestras, aparece el primer bloque importante de activación, con oscilaciones más densas y picos positivos y negativos marcados. Esto sugiere una fase de mayor participación del bíceps femoral izquierdo, posiblemente relacionada con el control de la flexión de rodilla o la desaceleración de la pierna durante el balanceo.

Después, entre 12.000 y 24.000 muestras, la señal vuelve a ser más moderada, pero se observan activaciones puntuales alrededor de 15.000, 17.000, 20.500 y 23.000 muestras. Estas rafagas indican correcciones musculares breves, no una contracción sostenida.

El evento más importante ocurre entre 26.000 y 30.000 muestras, donde la señal presenta su mayor variabilidad. Allí aparecen picos positivos cercanos a 0.10 y negativos cercanos a -0.08, especialmente alrededor de 28.500-29.500 muestras. Esto representa la fase mayor exigencia del bíceps femoral izquierdo en toda la gráfica, probablemente asociada a un ajuste fuerte de la zancada, contacto con el suelo o estabilización posterior de la rodilla. Al final, cerca de 36.000-37.000 muestras, aparece otro paquete de activación claro, aunque más corto.

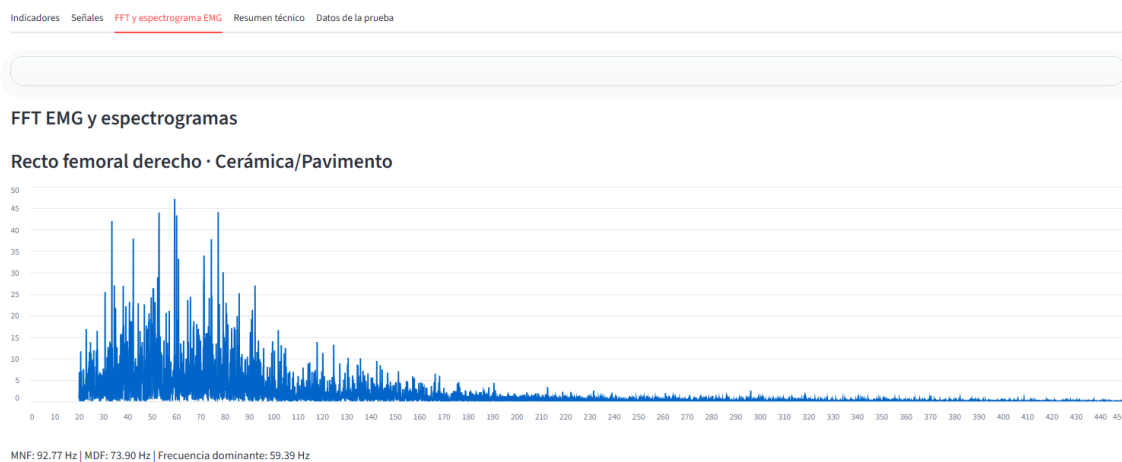


Figura 103- FFT EMG 2 recto femoral derecho - cerámica: *Elaboración propia*

La FFT del recto femoral derecho durante la segunda caminata muestra que la mayor concentración de energía muscular se encuentra entre 20 Hz y 120 Hz, especialmente entre 30 Hz y 90 Hz, donde aparecen los picos de mayor amplitud espectral. La señal presenta una frecuencia dominante de 59.39 Hz, indicando que esta fue la componente con mayor aporte energético durante la marcha.

La MDF de 3.90 Hz y la MNF de 92.7 Hz evidencia una distribución espectral estable y concentrada principalmente en frecuencias bajas y medias, comportamiento típico de señales EMG funcionales durante la caminata. Además, se observan múltiples picos pronunciados entre 40 Hz y 80 Hz, reflejando periodos de activación muscular importantes del recto femoral derecho. A partir de los 150 Hz la amplitud espectral disminuye progresivamente y la señal mantiene baja potencia en las frecuencias más altas, indicando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

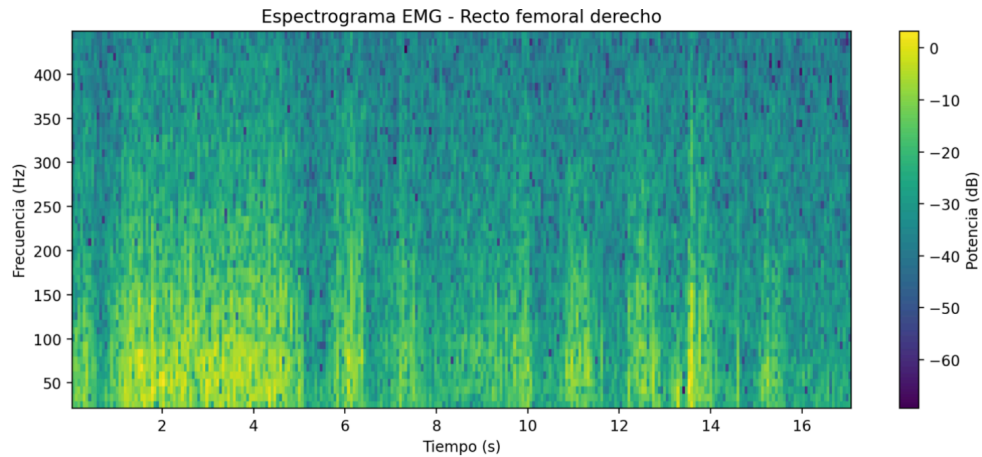


Figura 104- Espectrograma EMG 2 recto femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma del recto femoral derecho durante la segunda caminata muestra una mayor concentración de potencia muscular en frecuencia inferiores a 150 Hz, especialmente entre 40 Hz y 120 Hz, donde se observan las zonas de mayor intensidad energética.

Entre los segundos 1 y 5 se evidencia una activación más continua y de mayor potencia, representado por las zonas amarillas y verde claro. Posteriormente, la señal presenta activaciones más intermitentes alrededor de los segundos 7, 11, 13 y 14, lo que refleja variaciones normales de la activación muscular durante el ciclo de marcha. Aunque aparecen componentes en frecuencias superiores a 200 Hz, estas presentan menor intensidad indicando que la mayor parte de la energía muscular permanece concentrada en frecuencias bajas y medias.

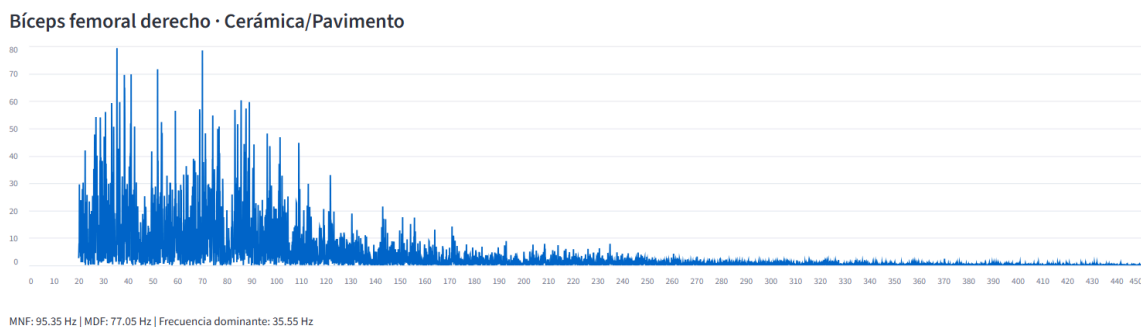


Figura 105- FFT EMG 2 bíceps femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

La FFT del bíceps femoral derecho durante la segunda caminata muestra que la mayor concentración de energía muscular se localiza principalmente entre 20 Hz y 120 Hz con múltiples picos de alta amplitud entre 30 Hz y 100 Hz. La señal presenta una frecuencia dominante de 35.55 Hz, indicando un predominio de componentes de baja frecuencia durante la activación muscular.

La MDF de 77.05 Hz y la MNF de 93,35 Hz evidencian una distribución estable, con predominio de frecuencias bajas y medias características de señales EMG funcionales durante la marcha. Además, se observa una mayor dispersión espectral en comparación con otras señales, debido a la presencia de varios picos pronunciados distribuidos en el rango de baja frecuencia. A partir de los 150 Hz la amplitud espectral disminuye progresivamente y la señal mantiene baja potencia en frecuencias altas, indicando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

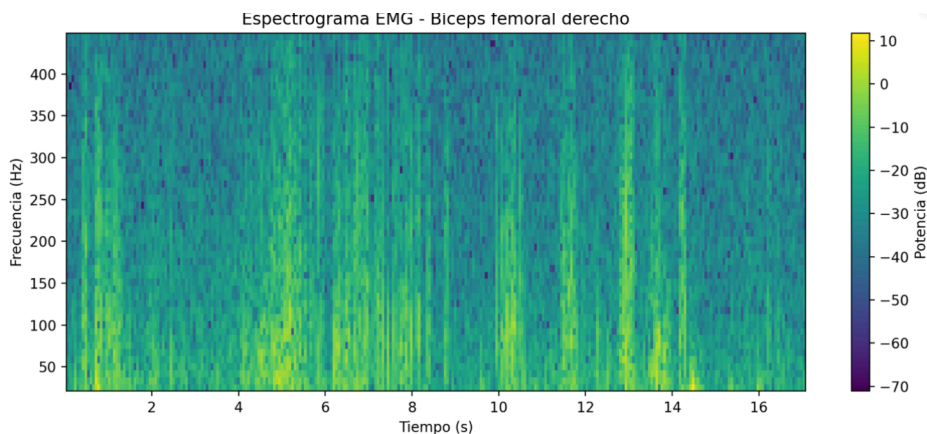


Figura 106- Espectrograma EMG 2 bíceps femoral derecho - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma del bíceps femoral derecho durante la segunda caminata muestra que la mayor concentración de potencia muscular se mantiene principalmente en frecuencias inferiores a 150 Hz, especialmente entre 40Hz y 120Hz donde se observan las zonas de mayor intensidad energética.

La señal presenta una activación más continua entre los segundos 5 y 9 evidenciada por las regiones amarillas y verde claro indicando un aumento de la actividad muscular durante esa fase de la marcha. Además se observan activaciones intermitentes alrededor de los segundos 10,12,13 y 14 representadas por las columnas verticales de mayor intensidad asociada a variaciones normales del ciclo de marcha. Aunque aparecen componentes en frecuencias superiores a 200 Hz, estas presentan menor potencia por lo que la mayor parte de la energía muscular permanece concentrada en frecuencias medias y bajas.

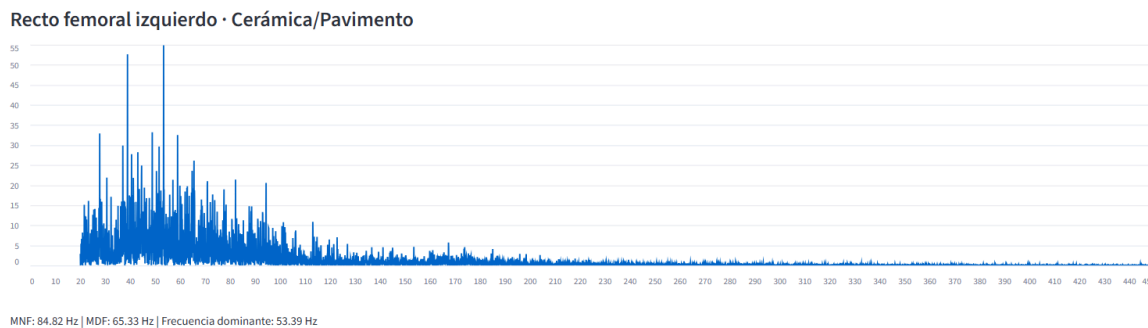


Figura 107- FFT EMG 2 recto femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La FFT del recto femoral izquierdo muestra que la mayor concentración de energía muscular se encuentra entre 20 Hz y 100 Hz, especialmente entre 30 Hz y 70 Hz, donde aparecen los picos de mayor amplitud espectral. La señal presenta una frecuencia dominante de 53.39 Hz, indicando que esta fue la componente con mayor aporte energético durante la marcha.

La MDF de 65.33 Hz y la MNF de 84.82 Hz evidencian un predominio de frecuencias bajas y medias, comportamiento que es típico de señales EMG funcionales durante la caminata. Además, se observaron varios picos pronunciados en el rango de baja frecuencia, reflejando una activación muscular importante y relativamente estable del recto femoral izquierdo. A partir de los 120 Hz, la amplitud espectral disminuye considerablemente y la señal mantiene baja potencia en frecuencias altas, señalando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

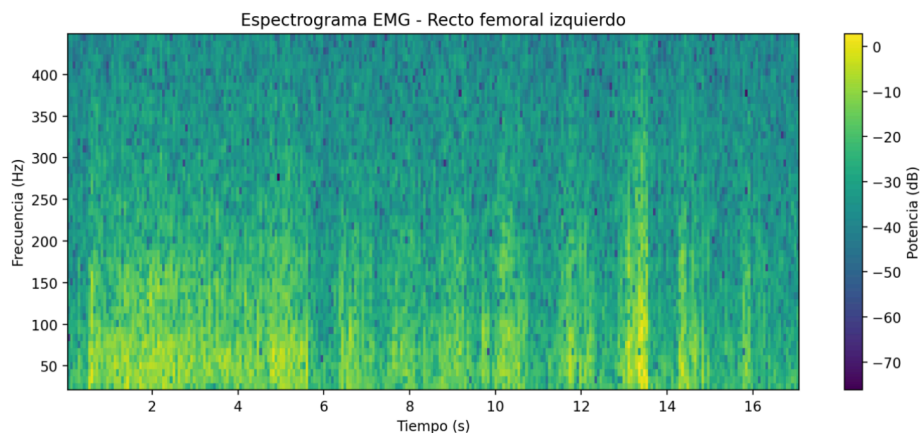


Figura 108- Espectrograma EMG 2 recto femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma del recto femoral izquierdo muestra que la mayor concentración de potencia muscular se mantiene principalmente en frecuencias inferiores a 150 Hz, especialmente entre 40 Hz y 120 Hz, donde se observa la mayor intensidad energética de la señal.

Durante los primeros segundos de la prueba, aproximadamente entre 1 s y 5 s, se evidencia una activación más continua y de mayor potencia, representada por zonas amarillas y verde claro. Posteriormente, la señal presenta activaciones más intermitentes alrededor de los segundos 10, 13, 15 y 16, reflejando variaciones normales de la actividad muscular durante el ciclo de marcha. Aunque aparecen componentes que alcanzan frecuencias superiores a 200 Hz, estas presentan menor intensidad, indicando que la mayor parte de la energía muscular permanece en frecuencias bajas y medias.

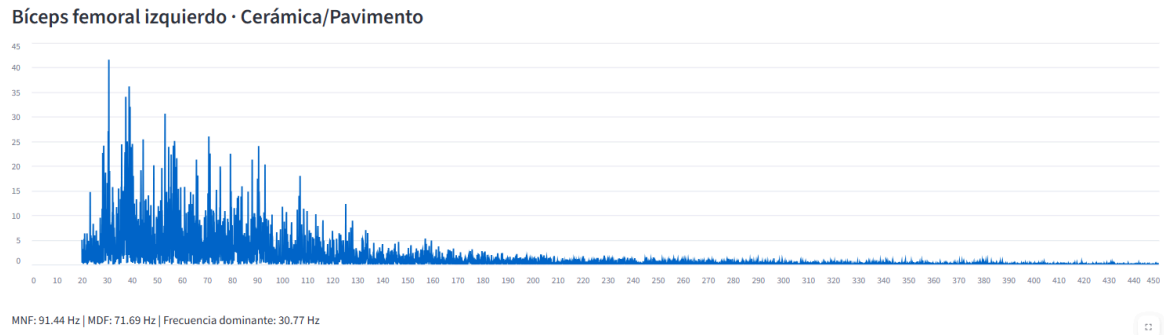


Figura 109- FFT EMG 2 bíceps femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

La FFT del bíceps femoral izquierdo muestra que la mayor concentración de energía muscular se localiza principalmente entre 20 Hz y 120 Hz, especialmente entre 30 Hz y 90 Hz, donde se observan los picos de mayor amplitud espectral. La señal presenta una frecuencia dominante de 30.77 Hz, indicando un predominio importante de componentes de baja frecuencia durante la marcha.

La MDF de 71.69 Hz y la MNF de 91.44 Hz evidencian una distribución espectral estable y coherente con actividad EMG funcional durante la caminata. Además, se observan múltiples picos pronunciados entre 35 Hz y 80 Hz, reflejando periodos de activación muscular relevantes del bíceps femoral izquierdo. A partir de los 140 Hz, la amplitud espectral disminuye progresivamente y la señal mantiene baja potencia en frecuencias altas, indicando una menor participación de componentes de alta frecuencia.

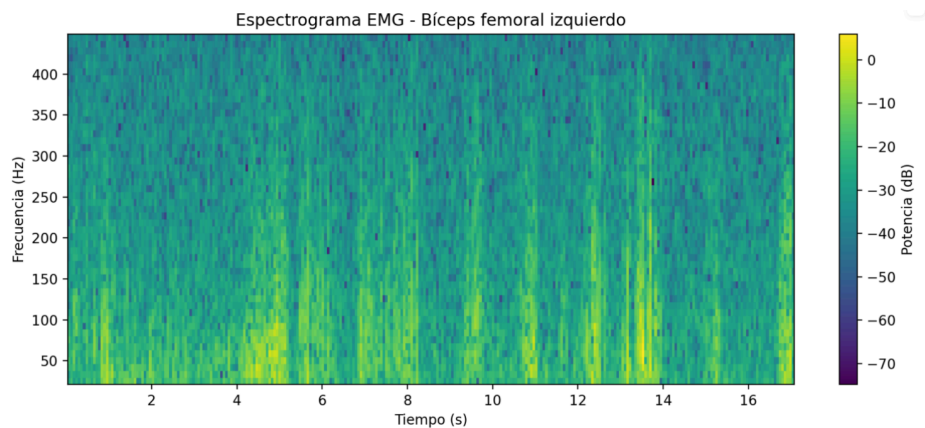


Figura 110- Espectrograma EMG 2 bíceps femoral izquierdo - cerámica: Elaboración propia

El espectrograma EMG del bíceps femoral izquierdo muestra que la mayor parte de la energía de la señal se concentró en las frecuencias bajas e intermedias, principalmente por debajo de 150 Hz. Esto se evidencia por las zonas de color amarillo y verde claro ubicadas en la parte inferior del espectrograma, indicando mayores niveles de potencia muscular durante gran parte del registro.

Los eventos de mayor intensidad se observan aproximadamente entre los segundos 4-6, 7-8, 12-14 y cerca del segundo 17, donde aparecen bandas verticales más brillantes y extendidas. Estas regiones reflejan incrementos temporales en la activación muscular y un aumento del contenido frecuencial de la señal, posiblemente asociados a la fase de apoyo o ajustes dinámicos durante la marcha.

A medida que aumenta la frecuencia, especialmente por encima de 250 Hz la potencia disminuye considerablemente, evidenciados por las tonalidades más oscuras y homogéneas en la parte superior. Esto indica que la señal EMG tuvo una menor contribución de componentes de alta frecuencia, centrando la mayor actividad muscular en rangos frecuenciales bajos y medios.

Anexo 3. Retroalimentación de la directora de grado sobre las pruebas funcionales del prototipo

A partir de la retroalimentación experimental realizada por la directora de grado, Dra. Viviana Marcela Posada Pérez, durante el desarrollo de las pruebas biomecánicas iniciales, se identificaron diferentes aspectos relacionados con el comportamiento mecánico y funcional de las superficies implementadas en el sistema multisuperficie.

Desde mi valoración personal y experiencia en análisis biomecánico de la marcha, las primeras pruebas realizadas permitieron identificar limitaciones importantes en el comportamiento mecánico de las superficies implementadas. En la simulación de césped, percibí un hundimiento desigual durante la fase de apoyo, además de separación parcial entre el césped sintético y la espuma de soporte, lo que afectaba la estabilidad de la marcha después de varios pasos consecutivos.

En la simulación de superficie rígida tipo cerámica, observé irregularidades en la continuidad entre algunas baldosas, presentando ligeros desniveles que podían interferir con el patrón natural de marcha y generar riesgo de contacto inadecuado del pie con los bordes de la superficie.

Posteriormente, tras la incorporación de bordes laterales y ajustes en la fijación de los materiales, consideré que el comportamiento mecánico de ambas superficies mejoró de manera importante. En la simulación de césped, el hundimiento se volvió más uniforme durante el apoyo, favoreciendo una mayor estabilidad y continuidad de la marcha. Asimismo, en la superficie tipo cerámica se logró una mejor continuidad entre baldosas, disminuyendo irregularidades durante el desplazamiento.

Sin embargo, desde mi criterio experimental, considero que la simulación de arena todavía requiere iteraciones adicionales de diseño y validación para lograr condiciones más reproducibles y estables durante la ejecución de la marcha y la adquisición de datos biomecánicos.

Fuente: Retroalimentación experimental de la Dra. Viviana Marcela Posada Pérez durante las pruebas funcionales del sistema multisuperficie.